

Departamento de Física

Alterações Biomecânicas da Coluna Vertebral durante a Gravidez

Cláudia Regina Pereira Quaresma

Dissertação apresentada na Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa para obtenção do grau de Doutor no *Ramo* da Engenharia Biomédica, *Especialidade* Biomecânica.

Orientadores:

Professor Doutor Mário Forjaz Secca

Professor Doutor João Goyri O'Neill

Professor Doutor Jorge Branco

Lisboa

2010

AGRADECIMENTOS

A realização e conclusão desta dissertação, seria muito difícil senão tivesse tido a contribuição desinteressada e amiga de várias pessoas e entidades que, a diferentes níveis e em diversos momentos, ajudaram a tornar mais completa e clara a informação apresentada.

Ao Prof. Doutor Mário Forjaz Secca, orientador do projecto, o meu sincero agradecimento, por desde 2006, aquando do início da investigação, ter acreditado na pertinência deste trabalho, pelo apoio, disponibilidade, confiança manifestados e pelas pertinentes críticas que contribuíram para a promoção da minha autonomia científica.

Ao Prof. Doutor João O'Neill, co-orientador desta tese, a minha gratidão, por toda a dedicação, compreensão e amizade patenteadas, pelos desafios cada vez mais complexos que foi colocando na realização deste trabalho e pelo estímulo e exigência crescente que foi impondo à medida que caminhávamos para a sua conclusão. Agradeço também ao meu co-orientador, o Prof. Doutor Jorge Branco pela sua disponibilidade em todas as circunstâncias.

À Fundação para a Ciência e Tecnologia pela concessão da bolsa de investigação SFRH / BD / 44042 / 2008, sem este apoio o projecto não teria sido viável.

Ao Doutor Miguel Fonseca do Centro de Matemática e Aplicações pelo precioso contributo prestado no desenvolvimento do modelo matemático da coluna vertebral e no tratamento dos resultados. À Dr^a Inês Dias da Universidade de Évora pela competência e grau de exigência demonstradas nas escolhas metodológicas efectuadas e pela disponibilidade constante ao nível do tratamento estatístico.

Ao Prof. Doutor António Veloso e à Dr^a Filipa João do Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Motricidade Humana pela grande disponibilidade e partilha no processo de validação do *Métrica Vertebral*

À Dr^a Glória Furst e ao Prof Doutor António Maques da ESTSP por terem autorizado a aplicação do questionário *NIH Record Activity*.

À Dr^a Cláudia Silva da Escola Superior de Saúde do Alcoitão, pela colaboração na análise questionário *NIH Record Activity* e da Escala de Depressão *Stress* e Ansiedade.

Ao Drº Luis Ramos e Drº José Júlio Lopes do serviço de radiologia do Hospital Curry Cabral por terem disponibilizado de imediato as radiografias e ao Dr. Tiago Bilhim pela singular ajuda na análise das radiografias

À equipa de Saúde Materno e Obstetrícia do Centro de Saúde de Sete Rios pela grande disponibilidade e colaboração essenciais no moroso processo de recolha dos dados

A todas as Grávidas pela forma como amavelmente colaboraram neste estudo, o meu obrigado.

Aos docentes do Departamento de Física e membros do CEFITEC o meu profundo reconhecimento pelo incentivo, confiança e preocupação demonstrados que contribuíram para que este trabalho fosse uma realidade, permitam-me que lhes diga Muito Obrigado.

A todos os alunos de doutoramento agradeço a disponibilidade, espírito de entreajuda e solidariedade, em particular gostaria de destacar o Rui Montenegro pelo grande auxílio na realização dos desenhos em Autocad.

Não poderia deixar de manifestar o meu agradecimento por todo o apoio logístico, bem como o carinho e disponibilidade demonstrados pela D. Helena, D. Fátima, Paula, Ana e Luiza.

Ao Prof Doutor António Mexia e à Doutora Elsa do Centro de Matemática e Aplicações pela disponibilidade e pela amizade demonstrada sobretudo no final deste trabalho.

Finalmente, um agradecimento àqueles por quem é impossível expressar, por palavras, o meu sentimento de gratidão:

Às minhas amigas Graça e Elisa, pelo constante apoio, disponibilidade, reflexões que proporcionaram o enriquecimento da visão preconizada neste estudo, encorajamento nos momentos difíceis deste trabalho e grande apoio com as minhas filhas.

Aos meus pais apoiantes incondicionais e incentivadores de todas as horas. Ao meu marido, agradeço o estímulo e encorajamento contínuo e compreensão que teve em todos os momentos. Às minhas filhas por serem fontes de inspiração que todos os dias me motivam.

Por fim, a todos aqueles que não enuncio mas que com diligência, tranquilidade e subtilidade configuraram os espaços e os tempos no meu crescimento científico e pessoal.

RESUMO

O principal objectivo da presente tese foi responder a um conjunto de interrogações acerca do impacto da gravidez na biomecânica da coluna vertebral. Para colmatar lacunas ao nível da análise integrada deste tipo de alterações, procedeu-se à construção, teste e validação de um equipamento não-invasivo - *Métrica Vertebral* – que avalia a coluna vertebral de forma global e quantitativa. Através da sua aplicação é possível identificar a posição 3D do vértice das apófises espinhosas e assim obter uma imagem sistematizada das características biomecânicas da coluna vertebral.

Para analisar os dados recolhidos por este dispositivo inovador, foi desenvolvido e validado um modelo matemático, capaz de estimar a amplitude dos ângulos da lordose cervical, cifose dorsal e lordose lombar, numa amostra de 49 mulheres ao longo de 4 momentos da gravidez

Para identificar variáveis eventualmente responsáveis pelas alterações dos ângulos e da posição x, y e z do vértice das apófises espinhosas, aplicou-se um conjunto de instrumentos de avaliação dos quais destacamos o questionário de medição do desempenho ocupacional *NIH Activity Record* que foi traduzido e adaptado para a população portuguesa no âmbito do presente trabalho.

Os resultados alcançados com o *Métrica Vertebral* não se limitam a confirmar as hipóteses formuladas no início da investigação como revelam perspectivas inovadoras sobre alguns conceitos predefinidos. Desta forma, abre caminho para futuras abordagens numa óptica de prevenção em saúde pública. Apresenta-se como um instrumento com diferentes aplicações sobretudo nas áreas da ortopedia, neurocirurgia, pediatria e reabilitação.

Foi feito o pedido de Registo Nacional (PT 103990) e Internacional (PCT/IB2009/005018) bem como a publicação no European Patent Bulletin de 22-12-2010 - 2010/51, sob o nº. 2263531, como medida de protecção da patente.

Palavras-Chave: Coluna vertebral; Biomecânica; Avaliação; Instrumento não invasivo; Gravidez

ABSTRACT

The main objective of this thesis is to answer a set of questions about the impact of pregnancy in the biomechanics of the spinal column. In order to cover gaps in the integrated analysis of this type of alterations, we built, tested and validated a non-invasive instrument – *Vertebral Metrics* – that evaluates the spinal column in a global and quantitative way. Its application makes possible the identification of the 3D position of the vertices of the spinal apophyses and thus obtain a systematic image of the biomechanical characteristics of the spinal column.

To analyze the data acquired by this innovative apparatus, a mathematical model was developed, capable of estimating the amplitude of the angles of the cervical lordosis, dorsal kyphosis and lumbar lordosis, in a sample of 49 women in 4 different moments of pregnancy.

To identify variables eventually responsible for the alterations in the angles and x, y and z position of the vertex of the spinal apophyses we applied a group of evaluation instruments from which we highlight the scale of occupational performance measurement, *NIH Activity Record*, that was translated and adapted to the portuguese population in the scope of the present work.

The results obtained with *Vertebral Metrics* are not limited to confirming the hypotheses formulated at the beginning of the investigation, but also reveal innovative perspectives about some preconceived ideas. In this way it opens the way to future approaches in a perspective of prevention in public health. It is an instrument with many different applications mainly in the areas of orthopedics, neurosurgery, pediatrics and rehabilitation.

A National Register (PT 103990) and an Internacional Register (PCT/IB2009/005018) for a patent were made, as well as the publication in the European Patent Bulletin from 22-12-2010 - 2010/51, nº. 2263531, as a measure to protect the patent.

Keywords: Spinal column; Biomechanics; Evaluation; Non-Invasive instrument; Pregnancy

SIMBOLOGIA E NOTACÕES

UNL	Universidade Nova de Lisboa
UTL	Universidade Técnica de Lisboa
IPP	Instituto Politécnico do Porto
ARS	Administração Regional de Saúde
ESTSP	Escola Superior Tecnologias da Saúde do Porto
C1	1ª Vertebra Cervical
C7	7ª Vertebra Cervical
D1	1ª Vertebra Dorsal
D2	2ª Vertebra Dorsal
D4	4ª Vertebra Dorsal
D5	5ª Vertebra Dorsal
D10	10ª Vertebra Dorsal
D11	11ª Vertebra Dorsal
D12	12ª Vertebra Dorsal
L1	1ª Vertebra Lombar
L2	2ª Vertebra Lombar
L4	4ª Vertebra Lombar
L5	5ª Vertebra Lombar
S1	1ª Vertebra Sagrada
IMC	Índice de Massa Corporal
IPQ	Instituto Português de Qualidade
EA	European co-operation for Accreditation
mm	Milímetros
cm	Centímetros
Kg	Quilograma
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences

ÍNDICE

Agradecimentos.....	I
Resumo	III
Abstract.....	IV
Simbologia e Notações	V
Índice.....	VI
Índice de Figuras.....	X
Índice de Tabelas	XIV
CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO II – CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS	5
2.1. Descrição e alguns aspectos biomecânicos da coluna vertebral	5
2.2. Alterações biomecânicas da coluna vertebral ao longo da gravidez.....	12
2.3. Factores relacionados com as alterações biomecânicas da coluna vertebral	15
2.3.1. A Idade e Perímetro Abdominal	16
2.3.2. Calçado	17
2.3.3. Centro de Gravidade	17
2.3.4. Índice de Massa Corporal	18
2.3.5. Posição Adoptada ao longo do Dia	19
2.3.6. Actividade Física	21
2.3.7. Paridade	22
2.3.8. Raquialgias	22
2.3.9. Alterações Psicológicas	23
2.4. Instrumentos de avaliação da coluna vertebral.....	24
CAPÍTULO III – EQUIPAMENTO DE AVALIAÇÃO DA COLUNA VERTEBRAL: MÉTRICA VERTEBRAL	33
3.1. Introdução	33
3.2. Planeamento	34
3.3. Cálculo de dimensões.....	35
3.4. Construção	40
3.5. Correção das Peças.....	44

3.6. Descrição	46
3.7. Cálculo de erro e de incertezas	48
3.8. Metodologia de aplicação	52
3.9. Validação	55
CAPÍTULO IV – MODELO MATEMÁTICO DA COLUNA VERTEBRAL	61
4.1. Descrição	63
4.1.1. Análise de radiografias	63
4.1.2. Definição do Modelo	65
4.2. Aplicação do Modelo	68
4.3. Validação do Modelo	68
4.4. Conclusão	69
CAPÍTULO V – ADAPTAÇÃO DE UM QUESTIONÁRIO: NIH ACTIVITY RECORD (ACTRE)	71
5.1. Definição	71
5.2. Tradução, Adaptação e Avaliação Psicométrica: Resultados	73
CAPÍTULO VI – PROCESSO EXPERIMENTAL	77
6.1. Caracterização da Amostra	77
6.2. Procedimentos Éticos	78
6.3. Instrumentos	79
6.4. Procedimentos Técnicos	82
CAPÍTULO VII – APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS	85
7.1. Tratamento estatístico	85
7.2. Dados Demográficos da Amostra	86
7.3. Análise da Posição x, y e z do vértice das apófises espinhosas	87
7.4. Análise dos Ângulos da Lordose Cervical, Cifose Dorsal e Lordose Lombar	95
7.5. Análise das variáveis consideradas relevantes para o estudo	98
7.5.1. Perímetro abdominal	98
7.5.2. Centro de Gravidade	99
7.5.3. Altura	101
7.5.4. Índice de massa corporal	101
7.5.5. Tipo de calçado	103
7.5.6. Prática de Exercício Físico	103

7.5.7. Posição <i>in</i> Útero	104
7.5.8. Número de horas seguidas na posição de sentado, deitado e de pé.....	104
7.5.9. Raquialgia	111
7.6. Estatística Inferencial	114
CAPÍTULO VIII – DISCUSSÃO.....	133
CAPÍTULO IX – CONCLUSÕES	143
Bibliografia.....	151
Apendice A.....	169
Apendice B.....	181

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2. 1: Imagem da Coluna Vertebra no plano sagital (Moreno, 2007)	6
Figura 2. 2: Representação e identificação dos elementos de uma Vertebra Lombar (Moreno, 2007)	6
Figura 2. 3: Disco intervertebral; 2- Nucleo gelatinoso ou pulposo; 3- Anel fibroso (Esperança Pina, 1999)	7
Figura 2. 4: Plano posterior e sagital da coluna vertebra (Kapandji, 2000).....	8
Figura 2. 5: Representação de três alterações biomecânicas da coluna vertebral: hiperlordose; hipercifose; escoliose (Miranda, 2007)	9
Figura 2. 6: Hiperlordose como consequência da gravidez (Richie, 2003)	15
Figura 2. 7: Imagem de aplicação do Cifometro de DeBrunner	25
Figura 2. 8: Imagem de aplicação do Topografia de Moiré (Porto <i>et al</i> , 2010).....	26
Figura 2. 9: Imagens A e B correspondem à aplicação do Pantógrafo.....	27
Figura 2. 10: Imagem do Cifolordometro (Baraúna <i>et al</i> , 2005)	28
Figura 2. 11: Imagem corresponde à aplicação do <i>Spinal Mouse</i>	28
 Figura 3. 1: Parâmetros medidos: “S”- da primeira vértebra cervical até à primeira vértebra sagrada; “C” – da primeira vértebra sagrada e a face inferior do calcâneo.....	37
Figura 3. 2: Parâmetros avaliados na definição das dimensões do <i>Métrica Vertebral</i>	38
Figura 3. 3: Exemplo da Curva de Normalidade para uma das variáveis em estudo (“S”)	39
Figura 3. 4: Imagem da 1ª versão do <i>Métrica Vertebral</i>	40
Figura 3. 5: Figura 3.4. 2: Desenho estrutural do <i>Métrica Vertebral</i> . A – conjunto de 1- Peças horizontais e 2 – Peça Vertical; B – conjunto de 3 – Peça vertical e 4 – Peça horizontal.....	41
Figura 3. 6: Desenho da peça 1 e representação das peças que permitem os movimentos x, y e z	42
Figura 3. 7: Representação das réguas 1 e 2 anexadas à cada uma das peças horizontais e à peça vertical.....	42
Figura 3. 8: Representação das peças 10.: Vista superior das peças (à esquerda), imagem lateral (à direita)	44
Figura 3. 9: Imagem da peça 7	45
Figura 3. 10: Imagem do <i>Suporte</i>	45
Figura 3. 11: Imagem da 2ª versão do <i>Métrica Vertebral</i>	46

Figura 3. 12: Imagem do Suporte do <i>Métrica Vertebral</i>	47
Figura 3. 13: Imagem do <i>Corpo</i> do instrumento	47
Figura 3. 14: Imagem do <i>Posicionador 2D</i> : 1- peça horizontal; 2-ponto de contacto; 3- discos; 4 – manipulo; 5 – manipulo que faz parte do sistema a travagem.....	48
Figura 3. 15: Imagem da “Estrutura de aferição do <i>Métrica Vertebral</i> ”	49
Figura 3. 16: Imagem da marcação do vértice das apófises espinhosas.....	53
Figura 3. 17: Imagem da Aplicação do <i>Métrica Vertebral</i>	54
Figura 3. 18: Imagem do <i>Métrica Vertebral</i> após a sua aplicação.....	55
Figura 3. 19: Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Motricidade Humana	55
Figura 3. 20: Imagem de uma das câmaras (fixas numa estrutura de alumínio).....	57
Figura 3. 21: Aplicação do <i>Pointer</i>	57
Figura 3. 22: No gráfico observamos a análise Brand-Altman	59
 Figura 4. 1: Imagem de uma radiografia da coluna vertebral extra-longa	63
Figura 4. 2: Parâmetros identificados e analisados através das radiografias	65
Figura 4. 3: Uma representação do modelo matemático da coluna vertebral.....	66
Figura 4. 4: A – Dados recolhidos pelo <i>Métrica Vertebral</i> ; B - Representação Gráfica; C – Resultado da aplicação do Modelo.....	68
 Figura 6. 1: A posição da câmara relativamente à grávida e ao <i>Métrica Vertebral</i>	84
 Figura 7. 1: Valor médio para a posição x nas vértebras cervicais (A), dorsais (B) e lombo- sagradas (C)	88
Figura 7. 2: Apresentação da posição X média de cada uma das vértebras (de C1 a S1 às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação: Coeficiente das correlações entre as vértebras (posição X) das regiões cervical, dorsal e lombo-sagrada (dta).....	90
Figura 7. 3: Representação da média na posição Y, das vértebras cervicais (A), dorsais (B) e lombo-sagradas (C)	91
Figura 7. 4: Apresentação da posição y média de cada uma das vértebras (de C1 a S1) às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação; : Coeficiente das correlações entre as vértebras (posição Y) das regiões cervical, dorsal e lombo-sagrada (dto)	92
Figura 7. 5: Valor médio para a posição z nas vértebras cervicais (A), dorsais(B) e lombo- sagradas (C)	93

Figura 7. 6: Apresentação da posição z média de cada uma das vértebras (de C1 a S1) às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação; Coeficiente das correlações entre as vértebras (posição Z) das regiões cervical, dorsal e lombo-sagrada (dto).....	94
Figura 7. 7: Médias e intervalos de confiança a 95% para os ângulos da Lordose Cervical, Cifose Dorsal e Lordose Lombar às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação	95
Figura 7. 8: A diferença entre as 12 e as 20 semanas do ângulo da lordose lombar relativamente ao grupo de grávidas em que o ângulo aumenta (A) e ao grupo de mulheres em que o ângulo diminui (B)	97
Figura 7. 9: Média e intervalos de confiança a 95% da variável Perímetro Abdominal às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação	99
Figura 7. 10: Imagem do resultado do cálculo do Centro de gravidade (componente X e Y) de uma grávida às 37 semanas de gestação	99
Figura 7. 11: Média e intervalos de confiança a 95% da componente X do Centro de Gravidade às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação	100
Figura 7. 12: Média e intervalos de confiança a 95% da componente Y do Centro de Gravidade às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação	101
Figura 7. 13: Índice de Massa Corporal antes da Gravidez.....	102
Figura 7. 14: Média e intervalos de confiança a 95% do Índice de Massa Corporal às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação	102
Figura 7. 15: Percentagem de grávidas que adoptam a Posição de Sentado nos períodos: manhã; tarde; noite	108
Figura 7. 16: Percentagem de grávidas que adoptam a Posição de Pé.....	109
Figura 7. 17: Percentagem de grávidas que adoptam a Posição de Deitado	110
Figura 7. 18: Percentagem de grávidas com Raquialgia	112
Figura 7. 19: : A análise da Raça vs Cifose Dorsal	115
Figura 7. 20: A análise da Raça vs a Lordose Lombar	115
Figura 7. 21: A análise da Raça vs Lordose Cervical	116
Figura 7. 22: Média e intervalo de confiança a 95% às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação relativamente ao ângulo da Lordose Lombar no grupo de grávidas com altura maior 1620mm e com altura inferior a 1620mm.....	117
Figura 7. 23: Média e intervalo de Confiança a 95% às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação relativamente ao ângulo da Cifose Dorsal.....	118
Figura 7. 24: Média e intervalo de confiança a 95% às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação relativamente ao ângulo da Lordose Lombar no grupo que pratica exercício e no grupo que não pratica exercício.....	122

Figura 7. 25: Média e intervalo de confiança a 95% às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação relativamente ao ângulo da Lordose Cervical no grupo que pratica exercício e no grupo que não pratica exercício.....	122
Figura 7. 26: Média e intervalo de confiança a 95% às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação relativamente ao ângulo da Lordose Lombar no grupo de grávidas primíparas e nas múltiparas	124
Figura 7. 27: Posição de Pé vs Cifose Dorsal.....	125
Figura 7. 28: Correlação entre o Índice de Massa Corporal e a Lordose Lombar.....	126
Figura 7. 29: Correlação entre o Centro de Gravidade (Componente Y) e a Lordose Lombar	127
Figura 7. 30: Correlação entre o Perímetro Abdominal e a Lordose Lombar às 12 semanas de gestação	130
Figura 7. 31: A relação entre Idade e o ângulo da Lordose Lombar às 12 semanas de gestação	131
Figura 7. 32: A relação entre o Idade dividida em dois grupo (<30 anos e ≥ 30 anos) e o ângulo da Lordose Lombar às 12 semanas de gestação	132
Figura 8. 1: Representação das variáveis que estão relacionadas com a amplitude dos ângulos das curvaturas em algum dos momentos da avaliação	136
Figura 8. 2: Representação das variáveis que estão relacionadas com a posição x, y e z em algum dos momentos da avaliação	137

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 3. 1: Identificação das incertezas calculadas para cada peça	52
Tabela 6. 1: Identificação das variáveis; instrumentos e área	81
Tabela 7. 1: Dados mais relevantes da caracterização da amostra	87
Tabela 7. 2: Avaliação do coeficiente e <i>p-value</i> relativamente à compração entre a diferença dos ângulos da Lordose Lombar, Cifose Dorsal e Lordose Cervical em dois momentos consecutivos com os dois momentos de avaliação imediatamente a seguir .	96
Tabela 7. 3: Análise de frequências: tipo de calçado usado nos 4 momentos de avaliação	103
Tabela 7. 4: Prática de Exercício Físico: comparação dos 4 momentos de avaliação – análise de frequências e ANOVA de Friedman	104
Tabela 7. 5: Análise de frequências: Posição in Útero - comparação dos 4 momentos de avaliação	104
Tabela 7. 6: Análise de frequências e ANOVA de Friedman: número de horas na Posição sSentado de Manhã : comparação dos 4 momentos de avaliação.....	105
Tabela 7. 7: Análise de frequências e ANOVA de Friedman: número de horas na Posição de Pé de Manhã -comparação dos 4 momentos de avaliação	106
Tabela 7. 8: Análise de frequências e ANOVA de Friedman: número de horas na Posição Deitado de Tarde - comparação dos 4 momentos de avaliação	106
Tabela 7. 9: Aplicação do <i>Teste Bonferroni</i>	113
Tabela 7. 10: Identificação da percentagem de mulheres que mantém a dor, surge dor, deixou de ter dor e continua sem dor, em dois momentos consecutivos.....	114
Tabela 7. 11: O <i>p-value</i> correspondente à relação entre as variáveis Altura e Altura Binária	120

CAPÍTULO I – INTRODUÇÃO

A gravidez é um período no qual o organismo materno sofre modificações profundas num quadro temporal limitado. As alterações no sistema reprodutivo são, obrigatoriamente, suportadas por adaptações morfofuncionais com repercussões assinaláveis a nível muscular e osteo-articular permitindo um ajustamento progressivo em resposta às exigências da díade.

Tratando-se de um processo fisiológico natural do desenvolvimento humano tem, paradoxalmente, sido pouco aprofundado na sua globalidade, nomeadamente ao nível da biomecânica.

De facto, as alterações ocorridas ao longo da gravidez têm merecido a atenção de vários teóricos e investigadores que aplicam as suas áreas do saber à análise de aspectos específicos do período gestacional. No campo da biomecânica, a maioria dos trabalhos incide na actividade motora, mais concretamente na marcha, nas repercurssões das alterações posturais, na definição da etiologia e na prevenção de lombalgias e mais recentemente, na área da ergonomia. No domínio do desenvolvimento intra-uterino, os especialistas dedicam-se à caracterização e cronologia dos padrões motores evidenciados pelo feto. Contudo, essa análise raramente se estende à influência que tal desenvolvimento tem na biomecânica da mulher grávida.

A nível postural, as alterações que ocorrem durante a gravidez não são patológicas, no entanto, caso não sejam corrigidas levam a posturas compensatórias que poderão provocar raquialgias (Kristiansson *et al*, 1996). Na sociedade moderna, as raquialgias são um problema relevante da população em geral (Walter *et al*, 1999), e das mulheres grávidas em particular, sendo um sintoma comum e frequentemente referido em gravidezes sem patologia associada. Estudos indicam que 35 a 76% das mulheres grávidas experimentam raquialgias durante o período gestacional. Embora muitas mulheres tenham dor durante a gravidez, este não tem sido considerado um importante problema de saúde pública (Mi-Jung *et al*, 2007), não obstante o impacto sócio-económico que esta situação provoca no mercado

laboral, se tomarmos em conta os níveis de absentismo que dela resultam (Noren *et al*, 1994; Ostgaard *et al*, 1994; Garshasbi *et al*, 2005).

A maioria dos investigadores atribui a etiologia das raquialgias às alterações biomecânicas da coluna vertebral ao longo da gravidez, no entanto o aprofundamento desta análise tem sido travado pelo facto dos processos analíticos abrangentes serem de natureza invasiva e como tal não poderem ser aplicados em mulheres grávidas. Por outro lado, os meios de diagnóstico não invasivos apenas permitiam análises parciais da coluna vertebral, não oferecendo por isso uma visão de conjunto.

Assim, e perante as lacunas anteriormente identificadas, a presente investigação foi orientada para a formulação dos seguintes propósitos:

- Traçar um perfil global das alterações biomecânicas da coluna vertebral ao longo da gravidez e identificar quais os factores que poderão estar relacionados com as referidas alterações e em que momentos do período gestacional;
- Contribuir para a reflexão e o aprofundamento da análise numa perspectiva de apoio à elaboração e implementação de programas de intervenção em saúde pública.

Deste modo, como principal objectivo deste estudo, pretendeu-se identificar o impacto das alterações biomecânicas na coluna vertebral durante a gravidez. Para tal, foram abordados os seguintes parâmetros:

- Ângulos da lordose cervical, cifose dorsal e lordose lombar;
- Posição x, y e z do vértice de cada uma das apófises espinhosas, desde a primeira vértebra cervical até à primeira vértebra sagrada.

Como segundo objectivo, pretendeu-se comparar os dados recolhidos em quatro momentos de avaliação (12, 20, 32 e 37 semanas de gestação) e estimar eventuais diferenças significativas que possam ocorrer nalguns dos parâmetros acima identificados.

Como terceiro objectivo, pretendeu-se identificar e estimar eventuais relações entre as alterações biomecânicas da coluna vertebral e alguns dados relativos às seguintes variáveis nesses quatro momentos em que decorreu a recolha de dados: sócio-demográficas; anatomo-clínicas; de desempenho ocupacional; psicológicas.

Para concretizar os objectivos supramencionados, antes da recolha efectiva dos dados, foi necessário efectuar as seguintes tarefas:

1. Construção do *Métrica Vertebral*, instrumento não-invasivo que identifica a posição 3D do vértice das apófises espinhosas;
2. Desenvolvimento de um modelo matemático da coluna vertebral, que permite a identificação da amplitude dos ângulos da lordose cervical, cifose dorsal e lordose lombar;
3. Tradução e adaptação de uma escala de medição em saúde - *NIH Activity Record (ACTRE)*.

No decorrer do trabalho foi também feito o pedido de Registo Nacional (PT 103990), logo seguido do Internacional (PCT/IB2009/005018), como medida de protecção da patente.

As motivações que estiveram na base deste trabalho têm duas origens distintas que, no entanto, se encontram directamente relacionadas: por um lado, o percurso académico da autora realizado no âmbito da Reabilitação, por outro a sua carreira profissional orientada para a área da biomecânica relacionada com a gravidez. Tomando por base uma reflexão sobre a prática clínica, a formação pessoal e a experiência profissional da autora, na convicção de que as áreas da biomecânica, gravidez e desempenho ocupacional estão intimamente relacionadas, procurou-se delinear uma investigação que correspondesse às necessidades sentidas e exigidas pelas funções que pretende exercer na actividade profissional futura.

Consciente do grau da abrangência que tal projecto iria representar reuniu-se uma equipa multidisciplinar que procurou integrar áreas de conhecimento que até então tinham perspectivas mais ou menos estanques no que diz respeito à análise deste tema.

Durante toda a investigação estiveram envolvidos elementos das seguintes entidades:

- Departamento de Física – Faculdade de Ciências e Tecnologia / UNL
- Departamento de Anatomia – Faculdade de Ciências Médicas / UNL
- Maternidade Dr. Alfredo da Costa

Em algumas fases do trabalho participaram elementos de outras entidades:

- Centro de Matemática e Aplicações - Faculdade de Ciências e Tecnologia / UNL
- Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Motricidade Humana /UTL
- Departamento de Matemática / Universidade de Évora
- Departamento de Matemática do Instituto Superior Técnico /UTL
- Escola Superior Tecnologias da Saúde do Porto /IPP
- Escola Superior de Saúde do Alcoitão
- Serviço de Radiologia do Hospital Curry Cabral
- ARS de Lisboa e Vale do Tejo

De maneira a poder responder da forma mais adequada às questões formuladas, o estudo encontra-se estruturado em várias fases, das quais procuraremos dar conta nos nove capítulos que apresentamos de seguida:

- 1º. Introdução ao trabalho;
- 2º. Considerações teóricas;
- 3º. Processo de construção e optimização do instrumento de avaliação da coluna vertebral - *Métrica Vertebral*;
- 4º. Descrição do modelo matemático da coluna vertebral;
- 5º. Metodologia aplicada na adaptação cultural do questionário de avaliação *NIH Record Activity*;
- 6º. Processo experimental;
- 7º. Apresentação dos resultados;
- 8º. Discussão dos resultados;
- 9º. Conclusões, limitações do estudo e perspectivas futuras.

Finalmente são apresentados alguns apêndices.

CAPÍTULO II – CONSIDERAÇÕES TEÓRICAS

Neste capítulo, descrevemos de forma sucinta a coluna vertebral, identificamos alterações biomecânicas que ocorrem nesta estrutura ao longo da gravidez e os factores que poderão contribuir para esse facto. Por fim, os instrumentos existentes com o objectivo de avaliar a coluna vertebral, na posição de pé.

2.1. Descrição e alguns aspectos Biomecânicos da Coluna Vertebral

A coluna vertebral é uma importante estrutura de suporte do organismo humano, que permite a manutenção de uma postura erecta e tem a complexa capacidade de conciliar dois processos fundamentais: a estabilidade estrutural e o movimento. Situa-se na porção posterior e mediana do tronco e divide-se em quatro regiões - cervical, dorsal, lombar e sacro-coccígea.

A coluna vertebral é constituída por 33 ou 34 unidades, denominadas vértebras, e divide-se em quatro regiões que, de cima para baixo, se designam por: coluna cervical (constituída por sete vértebras cervicais); coluna dorsal ou torácica (constituída por doze vértebras dorsais); coluna lombar (composta por cinco vértebras); e coluna sacro-coccígea formado pelo sacro (com cinco vértebras soldadas) e pelo coccix formado por quatro ou cinco vértebras soldadas entre si (Figura 2.1).

As vértebras cervicais, dorsais e lombares têm características que as diferenciam entre si, e, para além disso, em cada região encontram-se algumas vértebras com características próprias que permitem distingui-las das restantes. Estas vértebras encontram-se localizadas nas extremidades das várias zonas da coluna vertebral, podendo ser consideradas vértebras de transição entre as mesmas.

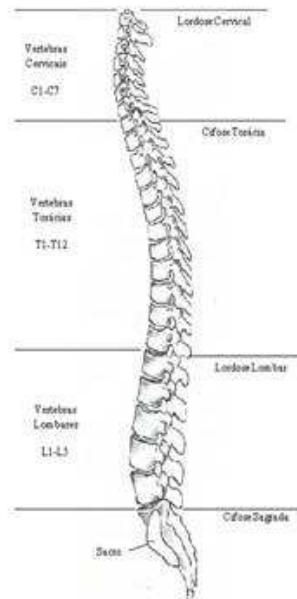


Figura 2. 1: Imagem da Coluna Vertebral no plano sagital (Moreno, 2007)

Apesar da diversidade entre vértebras, todas estas unidades apresentam elementos comuns: o corpo vertebral, o buraco vertebral, a apófise espinhosa, as apófises transversas, as apófises articulares, as lâminas vertebrais e os pedículos. O conjunto de todas as apófises, as lâminas e os pedículos constituem o arco vertebral e a sobreposição de todos os buracos vertebrais origina o canal vertebral (Figura 2.2).

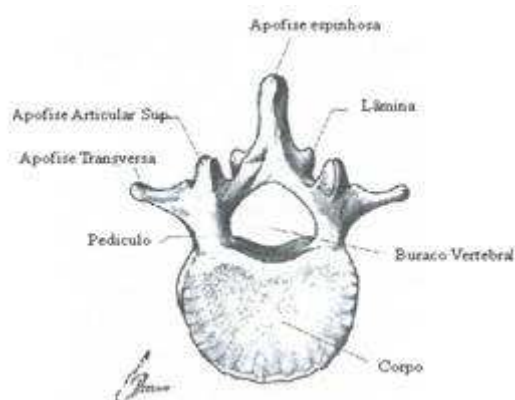


Figura 2. 2: Representação e identificação dos elementos de uma Vértebra Lombar (Moreno, 2007)

Existe uma outra estrutura fibrocartilaginosa - o disco intervertebral - que se encontra entre as vértebras e é responsável por aproximadamente 25% do comprimento da coluna vertebral. O disco intervertebral é constituído por duas partes anatomo-funcionais: o anel fibroso e o núcleo pulposo (Figura 2.3). A sua espessura varia ao longo das regiões da coluna vertebral, sendo, em média, de 3,5mm na região cervical, 5mm na região dorsal e 9mm na região lombar (Miranda, 2007). Nas regiões cervical e lombar, os discos são mais espessos na região anterior do que na posterior, e na região dorsal mais espessos na região posterior, sendo estas diferenças de espessura que permitem explicar as várias curvaturas da coluna, no sentido antero-posterior.

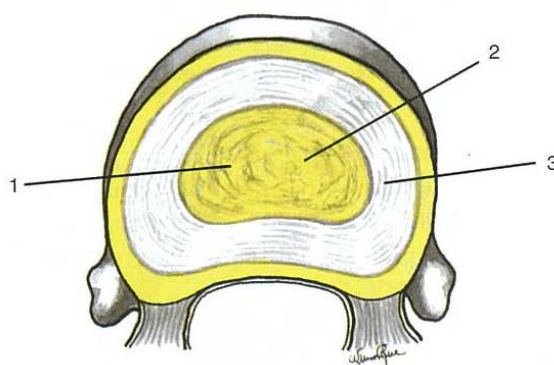


Figura 2. 3: Disco intervertebral; 2- Nucleo gelatinoso ou pulposo; 3- Anel fibroso
(Esperança Pina, 1999)

A coluna vertebral, tem três funções principais: suportar o corpo humano na posição bípede; permitir o movimento e a locomoção; proteger a medula espinal e as vias nervosas.

Segundo Esperança Pina (1999) a coluna vertebral pode ser classificada como um órgão estático, cinético e protector.

Como órgão estático, é formada por 24 vértebras cervicais, dorsais e lombares, que constituem a porção móvel, enquanto o sacro e cóccix formam a sua porção fixa. O atlas e o eixo asseguram a união entre a cabeça e a coluna vertebral (Esperança Pina, 1999). A 1ª e 2ª vértebras dorsais suportam a coluna cervical e comandam os movimentos de elevação e de abaixamento das duas primeiras vértebras, no decurso dos movimentos respiratórios. Já a 12ª vértebra dorsal é independente dos movimentos torácicos, constituindo a charneira

dorso-lombar. Por sua vez, a 4ª e 5ª vértebras lombares asseguram a adaptação do raquis suprajacente às mudanças de posição.

A coluna vertebral é considerada um órgão cinético, porque permite os movimentos conjuntos da cabeça, do pescoço e do tronco (Esperança Pina, 1999). E, como órgão protector, tem um papel crucial uma vez que permite que o canal raquidiano, esteofibroso, aloje no seu interior a medula espinhal, as raízes do nervo raquidiano e as meninges.

Face ao exposto, poderemos dizer que a coluna vertebral é uma estrutura de suporte que, através das suas propriedades (flexibilidade/rigidez), possibilita ao Homem assumir a posição bípede, permitindo assim a manutenção de posturas estáticas e dinâmicas durante o desempenho ocupacional. Segundo Kapandji (1987) a coluna vertebral é rectilínea num plano posterior, por sua vez, Esperança Pina (1999) afirma que existem curvaturas laterais que são menos acentuadas e muito variáveis e que são normalmente três: a cervical, convexa para a esquerda; a dorsal, convexa para a direita; e a lombar, convexa para a esquerda (Figura 2.4).

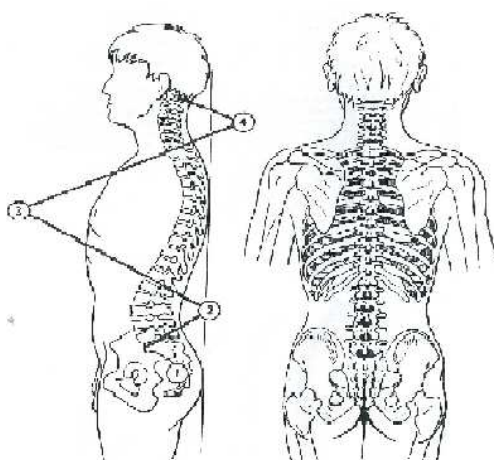


Figura 2. 4: Plano posterior e sagital da coluna vertebral (Kapandji, 1987)

Relativamente ao plano sagital, os referidos autores são unânimes em considerar que a coluna vertebral apresenta as seguintes quatro curvaturas:

- lordose cervical, com concavidade posterior;
- cifose dorsal, com convexidade posterior;

- lordose lombar, com concavidade posterior;
- curvatura sacro-coccigea, concava para diante.

As curvaturas da coluna são definidas durante o crescimento e as suas amplitudes variam de indivíduo para indivíduo. É preciso ter em consideração essa grande variedade fisiológica quando se pretende classificar essas curvaturas em patológicas e não patológicas. Salientamos que as referidas curvaturas quando estão fora dos parâmetros ditos normais afirma-se que existe uma hiperlordose e uma hipercifose (quando estão acentuadas) ou também podem estar diminuídas ou rectificadas (Kisner e Colby, 1998; Magee, 2002) (Figura 2.5) .

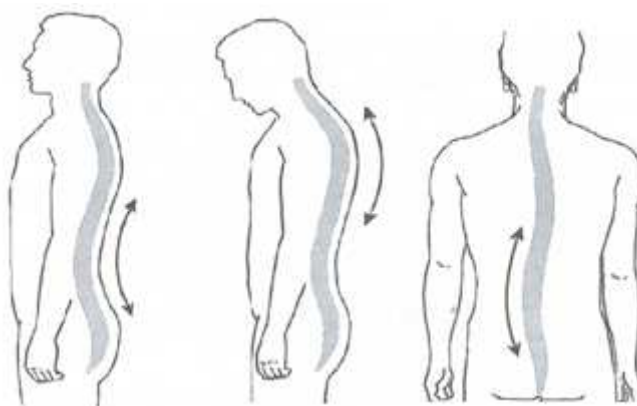


Figura 2. 5: Representação de três alterações biomecânicas da coluna vertebral: hiperlordose; hipercifose; escoliose (Miranda, 2007)

O método de Cobb é considerado o procedimento mais comum na medição do ângulo da lordose, cifose e escoliose e é amplamente aplicado em radiografias. Este método, desenvolvido em 1948, utiliza duas vértebras para calcular a amplitude do ângulo das curvaturas da coluna vertebral por meio das tangentes. Por exemplo para identificar o ângulo da lordose lombar traça-se uma linha perpendicular a D12 e outra perpendicular a S1 e da intersecção dessas linhas obtêm o ângulo de Cobb (Harrison *et al*, 2001; Pinel-Giroux *et al*, 2006).

Independentemente das suas limitações, este método é considerado o *gold-standard*, sendo referência para estudos que visam validar instrumentos não invasivos de medição da curvatura da coluna vertebral (Kureghyan *et al*, 2005), apresentando uma boa

reprodutibilidade intra e inter avaliadores com um erro médio de $\pm 1^\circ$ (Bernhardt e Bridwell, 1989).

Constatámos que existem diferentes parâmetros para medir o ângulo das referidas curvaturas quando se aplica o método de Cobb.

Relativamente à lordose lombar verificámos que alguns autores, utilizam as vértebras T12 e S1 como parâmetros de referência no cálculo do ângulo da referida curvatura (Propst – Proctor e Bleck, 1983; Voutsinas *et al*, 1986; Bernhardt e Bridwell, 1989; Gelb *et al*, 1995; Vedantam *et al*, 1998). Por sua vez Bradford *et al* (1994) usam as vértebras L1 e S1. Enquanto que Roussouly *et al* (2005) utilizam as vértebras L1 e L5.

Em relação aos parâmetros utilizados na medição do ângulo da cifose dorsal verificámos que Bradford *et al* (1994) e Roussouly *et al* (2005) utilizaram as vértebras D1 e D12 para o cálculo do ângulo da referida curvatura. Teixeira e Carvalho (2006) consideram as vértebras C7 e D12, enquanto Leroux *et al* (2000) usaram D2 e D12.

No que se refere à amplitude do ângulo da lordose lombar verificamos que não existe um consenso entre o considerado fisiológico e o patológico. Bradford *et al* (1994) utilizando as vértebras L1 e S1, identificaram um intervalo de 33° a 79° para ângulos normais da lordose lombar, e de 18° a 69° quando se utiliza na medição os parâmetros L1 a L5. Já Propst-Proctor e Bleck (1983) fixam os valores considerados normais entre 22° e 54° . Por sua vez Bernhardt e Bridwell (1989) estabelecem o intervalo para o ângulo normal entre 14° e 69° e Leroux *et al* (2000) considera o referido ângulo tem em média 52° . Por fim, Vialle *et al* (2005) afirmam que a média é de 60° .

Como é possível verificar, há uma grande discrepância de valores na medição da lordose. Harrison *et al* (2001) referem este facto poderá estar relacionado com o facto haver carência de estudos que avaliem o ângulo normal da curvatura lombar e a falta de consenso nos parâmetros utilizados para medir o referido ângulo.

No que diz respeito à cifose dorsal verificámos que os valores considerados dentro dos parâmetros normais estão mais bem definidos do que os da lordose lombar. Alguns autores concluíram que o ângulo normal varia entre 20° e 40° (Poolman *et al*, 2002). Loubresse *et al*

(2005) referem que o ângulo médio da cifose torácica é de 37°, porém, outros estipulam que o limite entre fisiológico e patológico é o intervalo de 20° a 50° (Fon *et al*, 1980; Bernhardt e Bridwell *et al*, 1989).

Constatámos que não existe um padrão que estabeleça o ângulo das curvaturas em repouso, variando de indivíduo para indivíduo, dificultando, assim, a definição do que pode ser chamado de curvatura dentro dos parametros normais (Bogduk, 1997; Vialle *et al*, 2005).

Realçamos que a coluna vertebral tem sido cada vez mais objecto de pesquisa, uma vez que a incidência de problemas relacionados com as raquialgias é muito frequente (Knoplich, 2003) constituindo um problema relevante da sociedade moderna (Moraes, 2001).

Dados da Organização Mundial de Saúde (OMS) indicam que 80% da população, ao longo da vida, irá sofrer de lombalgia (Cunha-Miranda e Cristóvam, 2009), e que, por exemplo, 76% das mulheres apresentam raquialgias durante a gravidez (Mi-Jung *et al*, 2007) permanecendo para além do parto (Martins e Silva, 2005) causando graves problemas de absentismo e, consequentemente afectando a economia do país.

Realçamos que uma pesquisa sueca refere que 66% das mulheres entre as idades de 38 e 64 anos experiencia raquialgias (Biering-Sorensen, 1982) e que curiosamente, a maioria destas mulheres afirma que o primeiro episódio de dor ocorreu durante a gravidez (Svensson *et al*, 1999; Berg *et al*, 1988).

A prevalência de raquialgias durante a gravidez, provavelmente pela sua dimensão, tem sido muito estudada, no entanto, a investigação aprofundada com o objectivo de identificar a sua etiologia tem sido negligenciada (Berg *et al*, 1988; Rodriquez, 2003). Apesar do número reduzido de estudos nesta área verificamos que a referida dor tem sido amplamente atribuída às alterações biomecânicas da coluna vertebral que ocorrem ao longo da gravidez (Rodriquez, 2003; Ritchie, 2003; Dumas *et al*, 2009)), embora as causas não sejam claras.

Constatámos que os estudos que avaliam as alterações biomecânicas da coluna vertebral ao longo da gravidez são escassos (Rodriquez, 2003), e verificámos, também só identificam as referidas alterações em regiões da coluna vertebral, nunca na sua globalidade (Ritchie, 2003; Bullock *et al*, 1987; Dumas *et al*, 2009).

Heckman (1994) e Richie (2003) referem que praticamente todas as mulheres durante a gravidez apresentam algum grau de desconforto músculo-esquelético. Por sua vez Sabino e Grauer (2008) afirmam que as opções de tratamento são frequentemente pobres, e que para além disso a causa das raquialgias nem sempre é totalmente compreendida. Por este facto, é importante desenvolver investigações que contribuam de uma forma significativa para a identificação da sua etiologia e, conseqüentemente, para a implementação de programas de intervenção em saúde pública.

2.2.Alterações Biomecânicas da Coluna Vertebral ao longo da gravidez

A gravidez é um período que envolve profundas alterações músculo-esqueléticas, físicas e emocionais, as quais podem ter implicações importantes no conforto da mulher (Bullock *et al*, 1987; Rodriguez, 2003; Singh *et al*, 2007; McCrory, 2010). O crescimento do feto faz com que a grávida adapte a sua postura para compensar mudanças evidentes, tais como a alteração na massa corporal e no centro de gravidade (Rodes, 1958; Mantle, 1977; Ritchie, 2003).

Investigadores e profissionais de Saúde não têm dúvidas que ocorrem alterações biomecânicas da coluna vertebral durante a gravidez, contudo pouca investigação tem sido feita nesta área, nomeadamente na identificação das referidas alterações biomecânicas, suas causas específicas e conseqüências (Benetti *et al*, 2005)). Uma das principais razões para a escassez de estudos quantitativos, nesta área, está relacionada com a dificuldade no diagnóstico, uma vez que não é possível aplicar exames radiológicos em mulheres grávidas (Dutkowsky *et al*, 1990; Ferreira, 2001), por isso grande parte da literatura disponível é baseada numa série de casos e na opinião de peritos com base na experiência clínica (Borg-Stein, 2005).

É de realçar que existem vários pontos de vista referentes à forma como as mulheres se ajustam para suportar o crescimento do feto (Bullock *et al*, 1987). Cyriax (1965) e Snijders *et al* (1976) consideraram que a lordose lombar diminui ao longo da gravidez. Contrariamente à maioria dos autores, (Rhodes, 1956; Eptstein, 1959; Sankus, 1965; Danforth, 1967; Nwuga, 1982) que afirmam que a acção e interacção de factores físicos e químicos fazem com que a

mulher se adapte, verificando-se um aumento da lordose lombar por volta da 29ª semana de gestação, a fim de evitar a perda do equilíbrio postural. Por sua vez, a avaliação de Saxton - Bullock (1991), incidindo numa amostra de 16 mulheres em dois períodos da gravidez (16ª e 39ª semana de gestação), verificou que existiram aumentos significativos no ângulo da cifose torácica e lordose lombar, 6,2° e 8,8°, respectivamente.

Contrariamente, Moore *et al* (1993) observaram uma diminuição da lordose entre a 16ª e a 33ª semana de gravidez, e um aumento da lordose lombar entre a 34ª e 42ª semana de gestação. Bullock *et al* (1987) na sequência da investigação que desenvolveram referem que os ângulos diminuíram, em apenas, uma minoria das grávidas que participaram na sua investigação.

Bullock *et al* (1987) verificaram que o ângulo da lordose lombar aumentou em média 7,2° ao longo da gravidez, já o ângulo da cifose dorsal aumentou 6,6°, verificando-se que essa diferença foi estatisticamente significativa. É de salientar que, apesar do desvio da média ser muito pequeno (6-8°), em algumas mulheres essa oscilação foi maior, houve até uma mulher em que o aumento na lordose foi de 22,3° e na cifose foi de 24,6°.

Um estudo mais completo foi realizado por Ostgaard (1993), em que vários factores biomecânicos (aumento de peso, circunferência abdominal sagital, diâmetro abdominal transversal, a profundidade da lordose lombar, a diminuição do tonus do 4º dedo) foram registados intermitentemente em 855 mulheres grávidas às 12º, 20º, 24º, 30º e à 36º semanas de gestação e o único parâmetro que não alterou de forma significativa, ao longo da gravidez, foi o ângulo da lordose lombar da 12ª à 36ª semana.

Num estudo de caso, que envolveu uma mulher grávida de 31 anos, em que foram efectuadas nove observações durante a gravidez, desde a 12ª até à 36ª semana de gestação, observou-se que o centro de gravidade deslocou-se posteriormente e a coluna cervical fez hiperextensão (Franklin e Conner-Kerr, 1998).

Franklin e Conner-Kerr (1998) avaliaram o alinhamento postural durante o 1º e o 3º trimestre de gravidez em 12 mulheres grávidas, utilizando como instrumento o *Metrecom Skeletal Analysis Sistem*, tendo concluído que ao longo deste período, a lordose lombar

aumentou de forma significativa. O mesmo resultado obteve Benetti *et al* (2005) quando avaliou quatro grávidas em quatro momentos da gravidez, utilizando uma câmara de filmar.

Whitcome *et al* (2007), ao aplicar um sistema optoeletrónico, verificaram que o ângulo da lordose lombar aumenta de forma expressiva do início até ao final da gravidez e apuraram que inicialmente o ângulo é de $32^{\circ} \pm 12^{\circ}$ terminando em $50^{\circ} \pm 12^{\circ}$.

Num estudo realizado por Dumas *et al* (1995) com o objectivo de identificar o ângulo da lordose lombar e cifose dorsal ao longo da gravidez, foi captada uma fotografia em três momentos da gravidez dentro dos seguintes períodos: 17-24; 25-32; 33-42 semanas de gravidez. Verificaram que a cifose variou pouco durante a gravidez e análise de variância mostrou que não houve diferença significativa entre os vários períodos. O mesmo não aconteceu com a lordose lombar, onde se verificou que havia diferenças expressivas ao longo da gravidez, existindo um aumento significativo do ângulo entre o 1º e o 2º momento da avaliação

Para Gabriel (1994) as alterações dos referidos ângulos das curvaturas da coluna são resultantes de uma compensação morfofuncional, indispensável para a realização eficaz da acção antigravitacional.

Por outro lado, Artal e Sherman (1999) e Lou *et al* (2001) referem que as adaptações posturais na grávida, nomeadamente a nível das curvaturas vertebrais, asseguram uma plataforma estável para os sistemas visual e vestibular.

Apesar das referidas alterações biomecânicas da coluna vertebral ao longo da gravidez, nas quais existe um aumento da lordose lombar (Figura 2.6), o aparecimento de hérnias durante este período é muito raro. LaBan *et al* (1983; Richie, 2003) constataram que 1 em cada 10.000 grávidas apresentam hérnias discais durante este período.

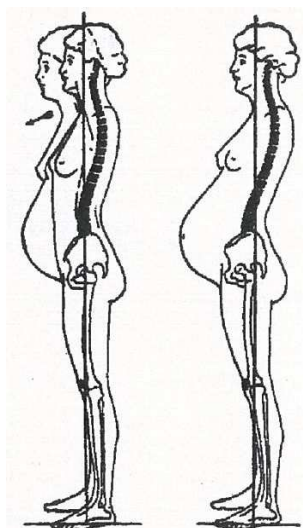


Figura 2. 6: Hiperlordose como consequência da gravidez (Richie, 2003)

A literatura sugere que esta diferença nas alterações biomecânicas da coluna vertebral entre as grávidas é individual. No entanto, apesar de ser individual, na maioria dos estudos efectuados, existe um aumento do ângulo da curvatura lombar acentuando a sobrecarga nesta região (Sabino e Grauer, 2008)

Saxton-Bullock (1991) sugere que haja uma revisão e uma maior investigação no âmbito das alterações biomecânicas da coluna vertebral. Por sua vez, Corrêa *et al* (2003) referem que as discussões em torno das modificações do organismo feminino durante o período gestacional, principalmente no que se refere às alterações biomecânicas da coluna vertebral, carecem de pesquisa, uma vez que na maioria dos estudos que existem, as referidas alterações são abordadas de uma forma qualitativa, havendo um escasso número de estudos quantitativos.

2.3. Factores relacionados com as alterações biomecânicas da Coluna Vertebral

A postura erecta é o resultado de uma longa evolução, que se traduziu na especialização dos membros inferiores como órgãos de locomoção (Gaillet e Forstter, 1982). Nos últimos anos tem-se assistido a uma alteração na posição adoptada durante as actividades laborais e de lazer, sendo por esse motivo possível afirmar que a postura encontra-se, ainda, num estadio

evolutivo, mostrando variações fisiológicas de indivíduo para indivíduo, tornando-se difícil estabelecer um padrão standartizado (Kapandji, 1987).

Sendo a gravidez um período de rápidas alterações biológicas, em que todos os órgãos e sistemas do corpo são afectados (Danforth, 1967), em que o crescimento do feto faz com que a grávida adapte a sua postura para compensar a mudança do seu centro de gravidade, a forma como o faz será individual e dependerá de muitos factores (Mantle e Polden, 1993).

Para Polden e Mantle, (1993) as alterações biomecânicas da coluna vertebral que se verificam na gravidez, devido ao crescimento do feto, são principalmente o resultado directo da interacção de três factores: sistema endócrino; aumento do índice de massa corporal; alteração do centro de gravidade.

Considerando que a biomecânica da coluna vertebral é influenciada fundamentalmente por seis factores: psicológicos, sociais, genéticos e hereditários, fisiológicos, idiopáticos e ambientais, Jones (1988) concluiu que os seguintes aspectos poderão estar relacionados com as alterações biomecânicas da coluna vertebral ao longo da gravidez: a idade, o calçado, a profissão, o exercício, a depressão, o *stress*, a ansiedade e a posição adoptada ao longo do dia.

Para Dumas *et al* (1995) existem, principalmente, quatro factores que podem causar ou provocar alterações na biomecânica da coluna vertebral durante a gravidez: aumento do perímetro abdominal, altura, paridade e idade.

Os factores referidos em seguida são aqueles mencionados na literatura como os que estão mais relacionados com as alterações biomecânicas da coluna vertebral ao longo da gravidez.

2.3.1. A Idade e Perímetro Abdominal

Ao longo dos anos, a maior parte dos indivíduos tem tendência a ter uma coluna lombar rectificadora devido a um estilo de vida onde as posturas em flexão são predominantes (Schmorl *et al*, 1971; Oliver e Middleditch, 1991). No entanto, alguns indivíduos apresentam um aumento da lordose lombar associado a um aumento de peso e tamanho do abdómen.

Ostgaard *et al* (1993) afirma que é de esperar que haja uma correlação entre o perímetro abdominal e a lordose lombar. Por sua vez Franklin e Conner-Kerr (1998) afirmam que o aumento da lordose lombar poderá estar relacionado com o crescimento e aumento de peso do feto. Como este crescimento implica obrigatoriamente uma ampliação do perímetro abdominal é possível afirmar que este último factor poderá também estar correlacionado com as alterações biomecânicas da coluna vertebral.

2.3.2. Calçado

Um dos factores referido pela literatura como estando relacionado com as alterações biomecânicas da coluna vertebral é o tipo de sapato que o indivíduo usa no dia-a-dia. É de senso comum que os sapatos com salto alto provocam as referidas alterações nomeadamente ao nível da região lombar.

Oliver e Middleditch (1991) referem que quando as mulheres têm o hábito de andar com sapatos de salto alto (por períodos de tempo prolongados), existe um deslocamento anterior do centro de gravidade, assistindo-se a um aumento da inclinação pélvica e por conseguinte um aumento da lordose lombar.

A utilização de sapatos de salto alto coloca o corpo sob condições fisiológicas anormais, alterando a biomecânica das articulações, gerando nelas forças e torques acima do normalmente exercido. Além disso, obrigam que sejam feitas alterações posturais com o objectivo de manter o equilíbrio postural. O uso do salto alto na postura ortostática implica, por exemplo, um deslocamento posterior da cabeça e da coluna torácica (Oliver e Middleditch, 1991).

2.3.3. Centro de Gravidade

A alteração que ocorre na posição do centro de gravidade ao longo da gravidez exige compensações posturais de equilíbrio e estabilidade (Singh *et al*, 2007; Martins *et al*, 2005; Perkins *et al*, 1998). Sandler (1996) refere que o centro da gravidade no final da gravidez se

desloca no sentido posterior em 75% das mulheres enquanto que em 25% o seu deslocamento é anterior. Na grávida a orientação anterior do útero desloca o centro de gravidade, resultando na anteversão da pélvis em relação ao seu eixo longitudinal e num aumento progressivo da amplitude do ângulo da lordose lombar (Borg-Stein *et al*, 2005).

Perante o exposto, concluímos que existe uma correlação entre o centro de gravidade e as alterações biomecânicas da coluna vertebral.

2.3.4. Índice de Massa Corporal

A alteração do índice de massa corporal ao longo da gravidez é considerada normal (Borg-Stein *et al*, 2005; Mogren *et al*, 2006)). Aumenta substancialmente devido ao desenvolvimento fetal e às alterações fisiológicas e morfológicas do organismo materno que lhe dão suporte. Muitas destas alterações desencadeiam-se logo no período embrionário, muito antes de serem funcionalmente necessárias (Clapp *et al*, 1991; Sandler, 1996).

O índice de massa corporal (IMC) foi considerado por Jackson *et al* (1988; Campos, 1997) como um razoável indicador da percentagem de tecido adiposo corporal. Os limites recomendados pelo *Institute of Medicine* (1990) para o ganho de peso, com base no IMC anterior à gravidez, são entre 11,5 e 16,0 Kg, para valores de IMC normais (19,8 – 26). Para valores de IMC elevados ($> 26,0$) o aumento situa-se entre 7,0 e 9,0 Kg e para valores de IMC baixos ($< 19,8$) o aumento recomendado é de 12,5 a 18,0 Kg.

A distribuição do ganho de massa corporal na grávida ocorre em todos os segmentos corporais, embora seja na região inferior e anterior do tronco que ocorre a maior concentração desse ganho (Jensen *et al*, 1996). Esta localização predominante na região anterior tem como consequência a rotação dos ilíacos de onde resultam alterações biomecânicas da coluna vertebral, sobretudo da região lombar.

A pesquisa sobre o tema sugere que o aumento do índice de massa corporal provoca uma alteração na amplitude dos ângulos das curvaturas da coluna vertebral (Perkins *et al*, 1998).

2.3.5. Posição Adoptada ao longo do Dia

Outro aspecto que não têm tido a merecida atenção e não é possível dissociar da biomecânica da coluna vertebral são os factores de ordem ocupacional (Ferreira *et al*, 2001).

Estudos radiográficos referidos por Chaffin *et al* (2001) mostram que a postura sentada, com inclinação do tronco para frente, é obtida quando a coluna vertebral está erecta ou com uma ligeira cifose e rotação anterior da pelve. Ainda nesta postura, o centro de massa encontra-se à frente das tuberosidades isquiáticas e as pernas suportam mais de 25% do peso corporal. A postura sentada posterior ocorre com a formação de uma rectificação da região lombar ou cifose da coluna vertebral associada a uma retroversão de pelve. Nesta postura, menos de 25% do peso corporal é suportado pelas pernas e o centro de massa encontra-se atrás das tuberosidades isquiáticas. Andersson (1974), em estudos radiográficos na mudança de postura de pé para sentada sem apoio dorsal, identificou uma redução de 38° na lordose lombar, principalmente quando ocorre uma rotação posterior da pelve em 10°, e pequenas alterações angulares entre L1 e L2 e entre L2 e L3 e ainda alteração de aproximadamente 4° na articulação sacro-ilíaca.

De acordo com estudos realizados por Chen *et al* (2006), na postura sentada ocorre uma mudança significativa na curvatura anatómica vertebral, ocorrendo uma anteriorização da coluna lombar, um aumento da cifose torácica e uma diminuição do ângulo pélvico, produzindo uma retroversão pélvica. Concluíram que, o indivíduo quando está sentado, a pressão nos discos intervertebrais é maior do que quando está na posição de pé, o que é explicado pela rotação posterior da cintura pélvica. Este facto provoca uma alteração na biomecânica da coluna vertebral, conduzindo a um aumento da pressão nos discos intervertebrais da coluna lombar.

A postura de sentado é altamente fatigante, pois exige grande trabalho estático da musculatura envolvida. Por sua vez, Kapandji (2000) descreve que na posição ortostática com apoio simétrico dos membros inferiores, a coluna lombar se apresenta em curvatura anterior: a lordose lombar. Num apoio assimétrico sobre um membro inferior, a coluna lombar apresenta uma concavidade para o lado do apoio, devido à báscula da pelve. Por este facto, a coluna dorsal adopta uma postura produzindo uma concavidade para o lado do

membro sem carga. A coluna cervical apresenta-se com uma concavidade para o lado de apoio.

Historicamente, no início deste século a postura sentada passou a ser vista como uma posição de conforto para as actividades, proporcionando bem-estar e melhor rendimento no trabalho com menor gasto energético. E com o aumento do trabalho sentado, principalmente nos países industrializados, desenvolveu-se uma maior atenção aos tipos de assento levando ao desenvolvimento das aplicações médicas e ergonómicas para a configuração de assentos de trabalho (Grandjean, 1998). No entanto, o simples facto de se adoptar a posição de sentado pode provocar alterações biomecânicas da coluna vertebral (Dumas *et al*, 2009).

Rio e Pires (2001), concluíram que, sob o ponto de vista biomecânico, por melhor que seja, a postura sentada impõe um aumento da carga de cerca de 50% em relação à posição de pé, carga esta considerada significativa para os discos intervertebrais, principalmente da região lombar, e, se mantida estaticamente por período prolongado, pode produzir fadiga muscular e consequentemente dor. Devemos lembrar que os discos intervertebrais são estruturas praticamente desprovidas de nutrição sanguínea e que o aumento na pressão interna reduz a nutrição do mesmo promovendo uma degeneração desta estrutura. O seu comprometimento estrutural é menor que a postura em pé. Grandjean (1998) descreve com clareza que as vantagens da postura sentada são o alívio dos membros inferiores, baixo consumo energético, menor sobrecarga ao corpo e alívio à circulação sanguínea. Porém, investigadores como Anderson (1974) e Grandjean (1998), demonstram através de métodos precisos, que, na postura sentada, a mecânica da coluna vertebral é perturbada produzindo desgastes e consequentemente lesões nos discos intervertebrais pela pressão que essas estruturas sofrem nesta postura, principalmente por tempo prolongado.

Outro factor importante no aumento da pressão dos discos intervertebrais é o facto de que a mesma se dá de maneira assimétrica onde a porção anterior do disco se apresenta sob pressão, enquanto a porção posterior se apresenta sob tensão favorecendo as patologias ao nível do disco intervertebral (Chaffin *et al*, 2001).

A investigação feita por Andersson (1974), Grandjean *et al* (1983) e Grandjean (1998), revelou que a pressão no disco intervertebral na postura sentada é maior do que na postura

em pé, por causa dos mecanismos de rotação posterior da bacia, anteriorização da região sacral e rectificação da lordose lombar. Os referidos autores referem que uma pressão de 100% sobre os discos intervertebrais na postura em pé, passa a 140% na postura sentada e a 190% na postura sentada com flexão do tronco.

Chaffin *et al* (2001) concluíram que existe o triplo dos riscos de desenvolvimento de hérnias discais em indivíduos que permanecem mais da metade do horário laboral dentro do automóvel. Este facto poderá estar relacionado o tempo de permanência na posição de sentdo nesta postura ou com a vibração no acto de conduzir ou ainda com a combinação dos dois factores.

A mudança de postura durante a actividade de trabalho é de grande importância para a saúde do sistema músculo-esquelético, possibilitando, além da redução de cargas estáticas e variação na utilização de estruturas articulares e musculares.

Pelo que mencionamos anteriormente podemos afirmar que a posição adoptada ao longo do dia é outro aspecto que poderá estar relacionado com as alterações biomecânicas da coluna vértebra (Perkins *et al*, 1998; Lengsfeld *et al*, 2000).

2.3.6. Actividade Física

A actividade física tem sido um dos factores também relacionados com as alterações biomecânicas da coluna vertebral ao longo do período gestacional. Kashanian *et al* (2009) ao aplicar o régua flexível às 16^º, 20^º e 24^º semanas de gestação, com o objectivo de avaliar o ângulo da lordose lombar, em dois grupos de mulheres, um com uma vida sedentária e outro que praticava exercício, verificaram que em ambos os grupos o ângulo aumentou ao longo da gravidez, havendo no primeiro grupo um aumento do 1^º para o 3^º momento de avaliação de 2,3°, enquanto no grupo que fez exercício registou um aumento de apenas 0,9°.

Os resultados supramencionados sugerem que existe uma relação entre a prática de exercício físico e a amplitude dos ângulos das curvaturas da coluna vertebral.

2.3.7. Paridade

A paridade tem sido outro aspecto relacionado com as alterações biomecânicas da coluna vertebral (Kristiansson *et al*, 1996; Wang *et al*, 2004; Smith *et al*, 2008). Ostgaard *et al* (1993) verificaram que existem diferenças significativas no ângulo da lordose lombar entre as primagrávidas e as multigrávidas. Resultado idêntico teve Dumas *et al* (1995) que refere que a paridade está relacionada com o ângulo da lordose recolhido nas últimas oito semanas de gravidez

2.3.8. Raquialgias

Singh *et al* (2007) afirmam que as raquialgias têm repercussões a nível físico, fisiológico, emocional, financeiro e social.

Um dos aspectos amplamente citado é a existência de correlação entre as alterações biomecânicas da coluna vertebral e as raquialgias (Perkins *et al*, 1998; Ritchie, 2003). Estas e a hiperlordose estão entre as complicações mais comuns durante a gravidez, sendo a sua frequência em mulheres grávidas quatro vezes maior que em mulheres não-grávidas (Gutke *et al*, 2008)

Uma teoria popular com o objectivo de explicar a etiologia da referida dor durante a gravidez é que esta poderá ser influenciada pelas alterações biomecânicas, nomeadamente, o aumento do útero durante a gravidez, acompanhado do aumento da lordose lombar, contribui para a tensão mecânica substancial na coluna vertebral, principalmente na região lombar.

Os resultados do estudo de Orvieto *et al* (1994) mostram que existe uma maior incidência de raquialgias durante a gravidez em mulheres de classe socioeconómica baixa. Tal facto, pode derivar de se tratar de mulheres mais expostas a um trabalho com maiores exigências físicas, o que é considerado um factor de risco para o aparecimento de raquialgias (Berg *et al*, 1988; Ostgaard *et al*, 1991).

O estudo prospectivo de Ostgaard *et al* (1991) conclui que o trabalho fisicamente exigente (de elevação, torção, flexão), a insatisfação com o trabalho, a fadiga após trabalho, a incapacidade de fazer pausas e as restrições posturais de trabalho são factores que estão associados a um aumento de raquialgias durante a gravidez.

Segundo Morgen (2005) a dor começa em média às 22 semanas de gestação. Para Singh *et al* (2007) o aumento da lordose da gravidez pode contribuir para o aparecimento de lombalgia.

Martins *et al* (2005) afirmam que a dor está correlacionada com a tentativa de compensação das curvaturas da coluna vertebral para a manutenção do equilíbrio corporal, já que o centro de gravidade vai-se modificando com o decorrer da gravidez.

2.3.9. Alterações Psicológicas

Ao longo dos últimos anos tem havido vários estudos que mostram a existência de perturbações psicológicas durante a gestação (Lancaster *et al*, 2010; Evans *et al*, 2001; Andersson *et al*, 2003; Mancuso *et al*, 2004; Zimmer-Gembeck *et al*, 1996; Lee *et al*, 2007). Estima-se, por exemplo que 20% das mulheres apresentam sintomas de depressão durante a gravidez (Gouveia *et al*, 2003).

Embora as informações sobre factores de risco para a ansiedade e depressão pré-natal estejam disponíveis na literatura (Cooper, 1996), a maioria dos estudos apenas analisam este aspectos num determinado momento da gravidez. É relevante para o desenvolvimento de estratégias eficazes de prevenção e intervenção precoce, a análise longitudinal dos riscos de depressão, ansiedade e *stress* em diferentes fases da gravidez (Kurki *et al*, 2000).

Richie (2003) refere que as referidas alterações psicológicas são outro dos factores que está relacionado com as alterações biomecânicas da coluna vertebral.

A revisão bibliográfica sobre os factores que poderam estar relacionados com as alterações biomecânicas da coluna vertebral revelou-se escassa e dispersa, sendo sobretudo de carácter qualitativo.

2.4. Instrumentos de avaliação da coluna vertebral

Diversos métodos têm sido descritos na literatura com o objectivo de adquirir dados para avaliar a biomecânica da coluna vertebral, sendo a radiografia o método mais solicitado pelos clínicos (Singer *et al*, 1990), considerado o *gold standard*. Porém, o seu uso requer técnicos licenciados para a sua implementação, apresenta um custo financeiro elevado, e a sua aplicação é fortemente desaconselhável em mulheres grávidas (Campbell-Kureghyan *et al*, 2005) porque a radiação ionizante pode provocar alterações na morfologia das células em crescimento (Mannion *et al*, 2004). Por este motivo, só deve ser aplicado quando existe uma clara necessidade (Magee, 2002; Akel *et al*, 2008), sendo eleita a sua utilização quando existe uma sintomatologia instalada.

Com o intuito de minimizar os efeitos nocivos de repetidas radiografias ao longo da vida, tem-se assistido a um crescente interesse em construir novos instrumentos não invasivos que avaliem a coluna vertebral na posição de pé (Willner, 1979; Campbell-Kureghyan *et al*, 2005). Assim, existem alguns métodos não invasivos que permitem a referida avaliação, tais como: o *Pantógrafo* (Willner e Johnson, 1983); o Cifometro DeBrunner; a Biofotogrametria; o Espondilometro; a Régua Flexível (Takahashi e Atsumi, 1955); o Cifolordometro (Singer *et al*, 1990; Baraúna, 2005; Iunes, 2005); a Fotografia (Hart, 1956; Keegan, 1953); o Metrecom Skeletal Analysis Sistem (Adams, Lopez, Loucks, Wild e Lwless, 1988); o Inclínometro (Bullock *et al*, 1987; Bullock-Saxton, 1991).

Seguidamente, serão sucintamente descritos os instrumentos não invasivos que avaliam a coluna vertebral, na posição de pé.

A Régua flexível é considerada um método não-invasivo, económico, que permite a medição das curvaturas vertebrais de maneira simples e rápida (Lazowski *et al*, 1994). Foi descrita pela primeira vez por Takahashi e Atsumi (1955), tornando-se uma ferramenta útil para a avaliação clínica da curvatura vertebral, realçando o seu potencial em estudos transversais e longitudinais (Milne e Lauder, 1974).

Consiste numa peça de chumbo coberta com uma régua sintética de 60cm de comprimento. Através da anatomia de superfície, identificam-se e marcam-se com um lápis hipoalergico, o vértice das apófises espinhosas das vértebras C7 e D12 quando se pretende medir o ângulo

da cifose dorsal, e D12 e S1 com o objectivo de identificar a amplitude do ângulo da lordose lombar (Cutler *et al*, 1993; Caine *et al*, 1996; Hinman, 2004). Molda-se a régua na pele do indivíduo, tendo-se como referência os pontos acima citados. A curva obtida é transferida para papel milimétrico, onde as linhas são traçadas. Através dos traçados obtidos pelo referido instrumento obtém-se representações das curvaturas lombar e torácica (Milne e Lauder 1974).

O Inclínómetro, por sua vez, avalia os graus de desvios laterais da coluna vertebral no plano sagital (Ohlén *et al*, 1989), no entanto é considerado um instrumento pesado e de pouca estabilidade (Salisbury e Porter, 1987).

O Cifometro de Dubrunner consiste num prolongador de escala em graus, composto por dois longos braços, através dos quais mede as curvaturas da coluna vertebral, bem como a mobilidade da coluna no plano sagital (Ohlén *et al*, 1989; Korovessis *et al*, 2001). É um instrumento simples, porém de difícil operacionalização por ser pesado, dispendioso, que apenas avalia o ângulo e uma curvatura em cada avaliação. Acresce que só é possível fazê-lo colocando as bases, que se encontram nas suas extremidades, nas apófises espinhosas que pretende analisar.



Figura 2. 7: Imagem de aplicação do *Cifometro de DeBrunner*

Tal como os métodos supra descritos, o Cifometro de DeBrunner não permite avaliar os desvios laterais da coluna vertebral.

Estudos comparativos entre a Régua fléxivel, a Radiografia e o Cifometro demonstraram que os três têm boa confiabilidade entre si. (Lundon *et al*, 1998).

A Topografia de Moiré (Figura 2.8) tem a vantagem de ser também uma técnica não-invasiva, uma vez que não envolve radiação (Yeras *et al*, 2005; Porto *et al*, 2010), não requer profissionais altamente treinados para aplicar o método (Yeras *et al*, 2005; Batouche e Buendia, 2007), permite avaliação rápida de um grande número de pessoas num curto período de tempo (Yeras *et al*, 2005) e apenas avalia a amplitude dos ângulos das curvaturas. Analisa por meio de um fenómeno óptico a geração de franjas na superfície do corpo a ser estudado. As franjas de Moiré representam um estudo tridimensional semelhante aos de contorno topográfico utilizado em mapas (Berg *et al*, 2002), baseando a sua avaliação na simetria entre os dois lados do corpo em diferentes regiões (Batouche e Buendia, 2007).



Figura 2. 8: Imagem de aplicação do Topografia de Moiré (Porto *et al*, 2010)

O Pantógrafo é um aparelho não invasivo, baseado no sistema inventado em 1603 pelo astrónomo alemão Christoph Scheiner, utilizado para fazer ampliações e reduções de figuras ou formas geométricas, e tem sido aplicado para avaliação dos ângulos da lordose e cifose (Wilner, 1983; Poussa *et al*, 2005; Giglio e Volpon, 2007). Apesar de apresentar uma utilização fácil, o sistema não consegue indicar se o indivíduo tem escoliose por gerar um desenho plano e não identificando alterações tridimensionais.

O Pantógrafo é colocado atrás do indivíduo, sendo o seu braço móvel é posicionado no vértice da apófise espinhosa da sétima vértebra cervical e o feixe de laser ajustado para apontar para o vertice da apófise espinhosa da quinta vértebra lombar (Figura 2.9). O referido braço móvel desce para a região lombar a uma velocidade constante de 13,8 cm/s, com o acompanhamento a ser gravado no ecrã do computador (Wilner, 1981; Giglio e Volpon, 2007).



Figura 2. 9: Imagens A e B correspondem à aplicação do Pantógrafo

O Cifolordometro (Figura 2.10) foi adaptado por Baraúna em 1999 e é constituído por uma haste vertical de alumínio de 39 x 58 mm e 1,97 cm de altura, 39 hastes horizontais móveis com secção transversa de um quarto de polegada e 40 cm de comprimento, indeformáveis e equidistantes por quatro centímetros uma da outra. O dispositivo está fixo sobre uma plataforma de apoio ortostático com área de 73 x 56 cm. A forma da coluna vertebral no plano sagital é representada numa folha de papel, fixada atrás do Cifolordometro (Baraúna *et al*, 2005).

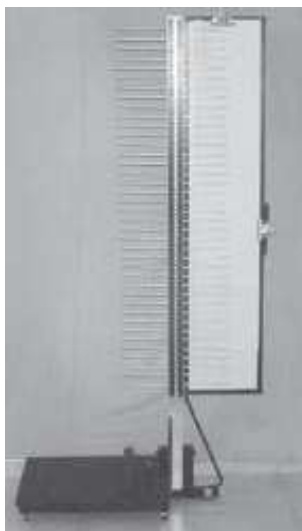


Figura 2. 10: Imagem do Cifolordometro (Baraúna *et al*, 2005)

O *Spinal Mouse* (Figura 2.11) é outro instrumento não invasivo formado por duas pequenas rodas acopladas a um objecto côncavo de plástico que grava as distâncias e as mudanças de inclinação através de um prumo interno enquanto é rolado ao longo da coluna do indivíduo a ser testado. Possui uma base com uma antena, que deve ficar entre 1 e 2 metros do "*spinal mouse*", a qual recebe as informações captadas pelo instrumento conectado a um computador. As informações são recolhidas a cada 1,3 mm enquanto o rato vai deslizando sobre a face posterior do indivíduo, com uma frequência de amostragem de aproximadamente 150 Hertz (Hz) (Mannion *et al*, 2004).



Figura 2. 11: Imagem corresponde à aplicação do *Spinal Mouse*

A cinemetria é constituída por um conjunto de métodos que possibilitam a determinação da posição e orientação dos segmentos corporais. Destes distinguimos dois métodos que avaliam a amplitude das curvaturas da coluna vertebral: câmara infravermelha e máquina fotográfica (Benson e Richmond, 1997).

Em 1891, Braune *et al* analisaram tridimensionalmente a marcha humana, desenvolvendo estudos sobre momentos de inércia de segmentos do corpo humano, assim como o centro de gravidade. Até hoje estes dados são utilizados em cálculos para a análise do movimento humano (Nigg, 1994).

Muito se evoluiu e actualmente o processo para a análise por cinemetria é cada vez mais eficiente. Mediante o uso de aparelhos digitais, a tecnologia permite a conversão de dados analógicos em digitais e, assim, os cálculos de grandezas como posição no espaço, deslocamento, velocidade e aceleração, bem como ferramentas para processamento de dados, passaram a ter um lugar de destaque na avaliação.

Segundo Lau *et al* (2010) a fotografia é um instrumento fiável para avaliação das regiões torácica e cervical da coluna vertebral, num plano sagital, sendo uma ferramenta útil para avaliação da coluna vertebral (Watson, 1998).

No entanto, a utilização da técnica não é tão simples como aparenta e requer vários cuidados metodológicos para padronizar as fotografias e evitar os efeitos de distorção (Vegter e Hage, 2000). As distorções implicam alterações na imagem fotográfica que podem induzir uma avaliação errada (Watson *et al*, 2000). De acordo, com Claman *et al* (1990) e Watson *et al* (2000), para evitar os referidos erros devem-se adoptar os seguintes procedimentos:

- evitar usar zoom ou lentes de aumento que podem reproduzir imagens com curvas convexas ou concavas;
- a distorção da imagem pode ser eliminada se a máquina estiver apoiada num tripé, uma vez que permite que a referida máquina fotográfica esteja paralela ao indivíduo e completamente alinhada na vertical;

- a distorção devido ao do erro paralaxe pode ser minimizada se a distância indivíduo - máquina for aumentada, com isso aumentando o comprimento focal da máquina. A câmara deve estar numa posição horizontal e direccionada para o centro do indivíduo (Watson, 1998).

É extremamente importante ser a mesma pessoa a tirar as fotografias, para aumentar a fiabilidade da comparação das fotografias, utilizar sempre o mesmo equipamento, posicioná-lo sempre à mesma distância usando marcas no chão (Claman, *et al*, 1990; Watson, 1998)

Outros métodos de avaliação são os sistemas optoelectrónicos constituídos por câmaras. Estes sistemas registam luz infravermelha, baseados nos marcadores, utilizam *hardwares* específicos que realizam operações básicas de processamento de imagens. Uma das vantagens deste sistema é a de fornecer resultados rapidamente. Para isso, no entanto, são impostas restrições no número, proximidade e tamanho dos marcadores para a aquisição dos dados, no ambiente, no campo de visão das câmaras e nos movimentos a serem analisados.

Realçamos que a grande vantagem desse método é a precisão dos dados recolhidos (alta frequência), identificação e reprodução automática das coordenadas, assim como a sua reprodução em três dimensões num computador e a análise e tratamento dos dados em *software* específico do sistema. Contudo trata-se de um instrumento muito dispendioso e que exige uma grande capacidade logística durante a sua utilização. Por este facto é sobretudo aplicado em laboratórios de investigação.

Normand *et al* (2002) investigaram a correlação de coordenadas conhecidas no espaço e tamanhos de segmentos - de objectos inanimados, como paralelogramos – do raio-X com o *BioTonix5*. Identificaram uma correlação de 0,99 entre os tamanhos dos segmentos e entre os ângulos, concluindo que as coordenadas obtidas pela cinemetria são fidedignas.

Por sua vez, Leroux *et al* (2000) compararam os resultados obtidos entre as câmaras infravermelhas (*Motion Analysis Corp.*) e as radiografias. Aplicaram os referidos instrumentos e mediram a amplitude do ângulo das curvaturas da coluna vertebral em

peessoas com escoliose. Neste estudo participaram 124 pacientes entre 6,2 e 18,7 anos e como parâmetros para a cifose utilizaram a T2 e T12 e para a lordose a T9 e S1. Verificaram uma elevada correlação dos dados para ambos os métodos ($r = 0.89$ para a cifose; $r = 0.84$ para a lordose).

Descarreaux *et al* (2003) usaram uma metodologia experimental semelhante para medir o posicionamento das vértebras da coluna cervical e os ângulos entre si através da cinemetria - com marcadores reflexivos - e compararam com dados obtidos por radiografia, encontrando uma elevada correlação (0,96) entre os dois métodos. Chen *et al* (1997) realizaram um estudo semelhante, porém mediram o posicionamento das vértebras lombossacrais e os ângulos formados entre si. O coeficiente de correlação encontrado entre a radiografia e a cinemetria foi de 0,97

Perante os resultados dos estudos supramencionados podemos concluir que este é um método que demonstra forte correlação com a radiografia para medir as curvaturas da coluna vertebral (Chen *et al*, 1997; Leroux *et al*, 2000; Normand *et al*, 2002; Descarreaux *et al*, 2003), porém o método é economicamente inviável para se implantar em clínicas e consultórios, já que o custo de implementação de um sistema destes é extremamente dispendioso.

Todos os instrumentos descritos anteriormente têm uma elevada correlação com a radiografia e, em quase todos, a sua aplicação exige a identificação das apófises espinhosas através da anatomia de superfície. No entanto, identificámos as seguintes desvantagens que podem ser ou não acumulativas nos dispositivos supramencionados:

- apenas efectuam avaliações parciais da coluna vertebral;
- somente identificam os ângulos das regiões da coluna vertebral;
- não são portáteis;
- são dispendiosos.

Verificámos também à data da presente investigação que nenhum dos instrumentos existentes permitia uma análise a três dimensões do vértice das apófises espinhosas

Após uma exaustiva pesquisa sobre os instrumentos existentes no mercado, verificámos que havia a necessidade de construir um dispositivo não invasivo que pudesse ser facilmente aplicado em mulheres grávidas e que realizasse uma avaliação global da coluna vertebral, no mesmo momento.

CAPÍTULO III – EQUIPAMENTO DE AVALIAÇÃO DA COLUNA VERTEBRAL: MÉTRICA VERTEBRAL

3.1. Introdução

Para preencher uma lacuna detectada no mercado e identificada no capítulo anterior foi construído um novo equipamento que designamos por *Métrica Vertebral* e que foi registado como - Marca Nacional nº 401505. O *Métrica Vertebral* permite pôr em prática uma serie de requisitos que, tal como foi descrito anteriormente, são cruciais na concretização do estudo.

Tendo presente que o objectivo do estudo era identificar as alterações biomecânicas da coluna vertebral ao longo da gravidez, impunha-se a construção de um instrumento que reunisse as seguintes condições:

- ser não invasivo;
- avaliar a coluna vertebral na sua globalidade, na posição de pé;
- identificar a posição x, y e z ¹ de cada uma das vértebras, desde a primeira cervical até à primeira sacrada, simultaneamente;
- identificar o ângulo das lordose lombar, cervical e cifose dorsal

O processo, que inclui o planeamento, iniciou-se através da construção de um protótipo, em colaboração com o aluno do Mestrado em Engenharia Biomédica, Filipe Santos, como trabalho da sua dissertação. Da análise do dispositivo, verificámos que existiam algumas falhas, sobretudo ao nível dos materiais utilizados, pelo que se procurou colmatar essas incorrecções mediante a construção de uma segunda versão do protótipo.

¹ Segundo a Sociedade Internacional de Biomecânica x, y e z significa o movimento lateral, antero-posterior e superior-inferior, respectivamente

Após a reavaliação do instrumento corrigido, o qual demonstrou a eficácia das alterações introduzidas, prosseguimos com a definição da metodologia de aplicação e respectiva validação, através da comparação do seu desempenho com um equipamento já existente no mercado.

Apesar do dispositivo se encontrar ainda em fase de protótipo, a sua credibilidade começou desde logo a ser reconhecida, na medida em que foi aceite pelas Comissões de Ética da Faculdade de Ciências Médicas, da Maternidade Dr. Alfredo da Costa e da Administração Regional Lisboa e Vale do Tejo para ser aplicado a mulheres grávidas.

Por se tratar de um instrumento inovador, iniciámos o processo de registo de patente ainda durante a construção da primeira versão do *Métrica Vertebral*, em Dezembro de 2007. Este processo foi feito em parceria com o Gabinete de Empreendedorismo da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa, tendo-se começado pelo registo de patente Nacional (PT 103990), logo seguido do pedido do registo Internacional (PCT/IB2009/005018).

3.2. Planeamento

As fases de planeamento e construção do novo dispositivo – *Métrica Vertebral* – baseiam-se no desenvolvimento de um projecto de concepção. A sua concretização obrigou a seguir um conjunto de directrizes, definidas genericamente como “Processo de um Produto” e apresentadas por Ullman (2003; Santos, 2009) com a seguinte estrutura:

- 1- reconhecimento da existência de uma necessidade;
- 2- definição do problema e das especificações;
- 3- desenvolvimento de soluções (conceitos);
- 4- análise e optimização dos conceitos propostos;
- 5- desenvolvimento e optimização detalhados do produto;
- 6- avaliação do produto desenvolvido.

Começámos pelo reconhecimento da existência de uma necessidade, definição do problema e respectivas especificações, onde definimos os requisitos do novo instrumento.

De seguida, passámos à fase do desenvolvimento de soluções, que incorpora o planeamento inicial. Nesta etapa efectuou-se um desenho global do aparelho, sem contudo especificar os pormenores de cada uma das peças. Determinou-se apenas que a constituição principal do instrumento seria composta por duas partes distintas e efectuaram-se dois estudos para calcular as suas dimensões.

Logo de seguida, procedemos à análise e optimização dos conceitos propostos, bem como a definição e desenvolvimento dos detalhes do instrumento. Neste âmbito, estabeleceu-se que a parte vertical do aparelho deveria ser constituída por 25 peças horizontais, sendo que todas elas deveriam ter movimentos em x, y e z de forma a identificar a posição do vértice de cada uma das apófises espinhosas. Nesta fase, decidimos também os materiais a utilizar.

O passo seguinte consistiu na avaliação do produto desenvolvido, onde verificámos a existência de algumas incorrecções.

Este facto obrigou à introdução de medidas correctivas no primeiro protótipo, regressando-se assim à fase do desenvolvimento e optimização dos detalhes do dispositivo.

Após o referido procedimento, voltámos a avaliar o produto, identificámos os erros, efectuámos a sua correcção, calculámos a incerteza e realizamos a validação do *Métrica Vertebral*.

3.3. Cálculo de dimensões

Na etapa do planeamento inicial definimos que o *Métrica Vertebral* deveria ser constituído por duas partes, uma delas composta por uma peça vertical e uma base, e outra formada por uma peça vertical onde encaixaria um conjunto de peças horizontais, peças essas que identificariam a posição em x, y e z de cada uma das vértebras.

Na referida fase foi, também, necessário definir as dimensões das peças do instrumento. Com esse objectivo, e utilizando o método de amostragem acidental (Fortin, 2000), foram

realizados dois estudos paralelos, onde se efectuaram medições a 134 mulheres, em três instituições através de uma. Todos os dados foram introduzidos e analisados no programa de estatística SPSS ® versão 11.5.

Para podermos recolher dados comparáveis, foi necessário garantir que todas as mulheres adoptassem a mesma posição (Fragoso, 2005) que se descreve da seguinte forma:

- posição vertical;
- pés descalços unidos pelos calcanhares, pontas dos pés afastadas, aproximadamente 60°;
- membros superiores pendentes ao longo do tronco, mãos abertas com as palmas encostadas às faces laterais das coxas;
- cabeça orientada segundo o plano aurículo-orbitário ou de Frankfurt, ou seja o plano horizontal que passa pelo ponto tragion (bordo superior do canal auditivo externo) e pelo ponto orbital (ponto médio do bordo inferior da cavidade orbitaria. Esta orientação da cabeça faz com que o vertex seja o ponto mais elevado do crânio.

Para além desta posição padronizada, é ainda necessário que as mensurações sejam feitas a partir de referências cutâneas, assinaladas como acidentes ósseos que se projectam e como tal são de fácil identificação através da anatomia descritiva.

Outro requisito é a observância dos seguintes conceitos: a altura é a distância de qualquer ponto a um plano, tirada no plano mediano e sagital em linha recta; o comprimento é a distância entre dois pontos de referência, ou entre um ponto de referência e uma linha (Fragoso, 2005).

Com o propósito de determinar as dimensões do instrumento, efectuou-se um estudo, utilizando uma craveira clínica, mediante o qual se mediu o comprimento de diferentes pontos de referência, em 95 mulheres, com idades compreendidas entre os 15 e os 69 anos, em três instituições. A todas elas, foi entregue e obtido o consentimento informado.

Com base nos conceitos supra citados, medimos o comprimento entre os seguintes pontos de referência (Figura 3.1):

- o vertex e a face inferior do calcâneo, que definiu-se como a variável “altura”;
- a C1 e S1 (primeira vértebra cervical até à primeira vértebra sagrada) – variável “S”;
- a S1 e o calcâneo (primeira vértebra sagrada e a face inferior do calcâneo) - designada variável “C”.



Figura 3. 1: Parâmetros medidos: “S”- da primeira vértebra cervical até à primeira vértebra sagrada; “C” – da primeira vértebra sagrada e a face inferior do calcâneo

No segundo estudo, a amostra foi constituída por mais 39 mulheres, com idades compreendidas entre os 14 e os 39 anos, cuja característica comum era encontrarem-se no último mês de gravidez. Esta amostragem justifica-se pela percepção de que nas mulheres grávidas a informação recolhida pode divergir dos dados obtidos no primeiro grupo, de mulheres não grávidas.

O procedimento consistiu em captar imagens de todas as mulheres com a mesma máquina fotográfica (Sony), utilizando um tripé, e marcando no chão as suas referências da localização. Desta forma garantimos que todas as fotografias foram tiradas à mesma altura e distância. Para calibrar a medição, todas as mulheres tinham na mão uma escala constituída por uma régua com uma resolução de 1mm.

Todas as fotografias foram introduzidas no programa de imagem Fotoshop[®] versão 4.0 e todos os dados foram analisados no referido programa.

Medimos o comprimento dos pontos de referência das seguintes variáveis (Figura 3.2):

- "comprimento do Pé" - traçamos duas rectas, uma tangente à face mais anterior do pé e outra tangente à face mais posterior do mesmo, após o que medimos o comprimento entre elas.
- "posterior ao calcâneo" – traçamos duas rectas, uma tangente à região mais anterior da coluna vertebral e outra tangente à face mais posterior do corpo, medindo-se o comprimento entre elas.
- "desvio lateral da coluna vertebral" – antes de tirar a fotografia, com o recurso a uma caneta dermatográfica hipoalergica, marcou-se o vértice das apófises espinhosas, desde 1ª cervical até à 1ª sacrada. Traçamos uma recta a partir da primeira vértebra sacrada na direcção da 1ª cervical. No caso de algum ponto marcado se afastar desta recta, medimos o comprimento entre a recta e esse ponto.

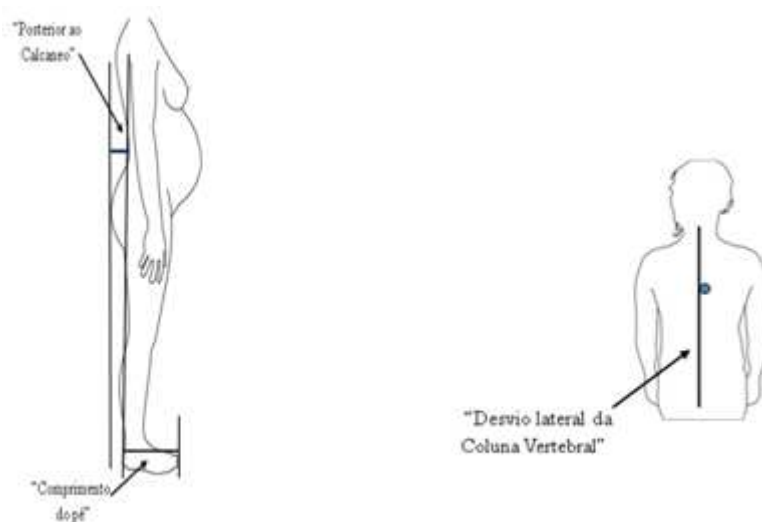


Figura 3. 2: Parâmetros avaliados na definição das dimensões do *Métrica Vertebral*

Para cada uma das variáveis supramencionados obtivemos, como mínimos e máximos, os seguintes valores (Quaresma e Forjaz Secca, 2007):

- "altura" – 118, 0 cm e 180,0 cm

- “S” – 58,5 cm e 44 cm
- “C” - 112,0 cm e 78,0 cm
- “comprimento do Pé” – 27,0 cm e 16,0 cm
- “posterior ao calcâneo” – 13,0 cm e 2,0 cm
- “desvio lateral da coluna vertebral” – 3,0 cm e 0 cm

Inicialmente, os dados recolhidos foram objecto de uma investigação descritiva, em contexto exploratório, com a finalidade de obtermos um retrato global da amostra. Posteriormente, aplicou-se o Teste de Normalidade para cada uma das variáveis (a título de exemplo, ver figura 3.3) e verificámos que o *p-value* era menor que 0,05. Imediatamente a seguir calculámos os valores para cada uma das variáveis e respectivos Intervalos de Confiança a 99%, o que nos permitiu obter as dimensões do *Métrica Vertebral*.

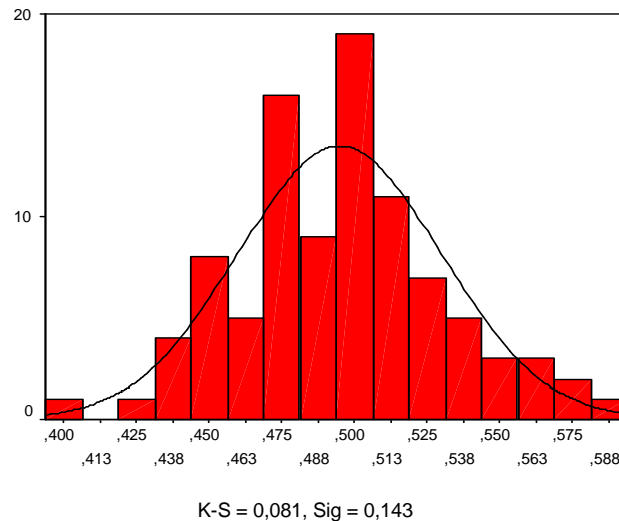


Figura 3. 3: Exemplo da Curva de Normalidade para uma das variáveis em estudo (“S”)

O estudo realizado sobre as duas amostras permitiu-nos obter as dimensões correctas para a concretização do objectivo da presente investigação. Assim, as diferentes peças do *Métrica Vertebral* têm de obedecer aos seguintes parâmetros:

- peça vertical onde encaixam as peças horizontais – 114 cm de altura;

- peça vertical onde se fixa a base – 74 cm de altura;
- base – 40 * 40 cm de área;
- cada uma das peças que identificam a posição do vértice da apófise espinhosa – 15 cm de comprimento.

3.4. Construção

Após a correcta determinação das dimensões das peças, seguiu-se a fase de análise e optimização dos conceitos propostos, bem como o desenvolvimento e a optimização detalhada do produto.

Obtido o desenho global do instrumento, definidos os mecanismos de cada uma das peças, e o material a utilizar, foi finalmente construído o protótipo inicial (Figura 3.4) (Secca *et al*, 2008).



Figura 3. 4: Imagem da 1ª versão do *Métrica Vertebral*

A primeira versão do Métrica Vertebral era constituída por duas partes distintas (Figura 3.5) (Secca *et al*, 2008):

- A - peça vertical (2) e 25 peças horizontais (1);
- B - peça vertical (3) que encaixa na peça 2 e uma outra horizontal (4).

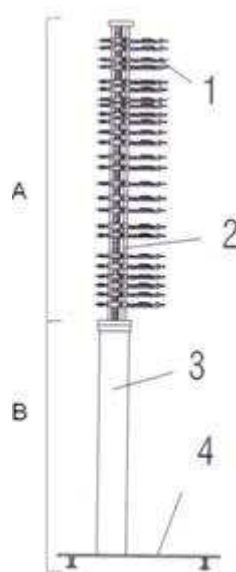


Figura 3. 5: Figura 3.4. 1: Desenho estrutural do *Métrica Vertebral*. A – conjunto de 1- Peças horizontais e 2 – Peça Vertical; B – conjunto de 3 – Peça vertical e 4 – Peça horizontal

Cada uma das 25 peças horizontais era composta por vários elementos: dois pinhões, uma vareta roscada; uma cremalheira; dois manípulos laterais; uma peça roscada (Secca *et al*, 2008).

Tomando como referência o esquema da figura abaixo (Figura 3.6), o ajuste de cada uma das peças horizontais permite que a extremidade em forma de cone da peça 5 entre em contacto com a marca efectuada na superfície cutânea do vértice de cada uma das apófises espinhosas. O referido ajuste era feito através do movimento das seguintes peças (Secca *et al*, 2008):

- peças 6 - a rotação dos 2 pinhões permite o movimento em y da cremalheira;
- peça 7 – a rotação do manípulo promove o movimento rotacional da vareta roscada, inculindo o movimento da peça horizontal em x;
- peças 8 – a sua rotação permite o movimento em z de cada uma das peças horizontais (1- Figura 3.5) ao longo da peça vertical (2 - Figura 3.5). O sistema de travagem do referido movimento é feito através da rotação da peça 9.

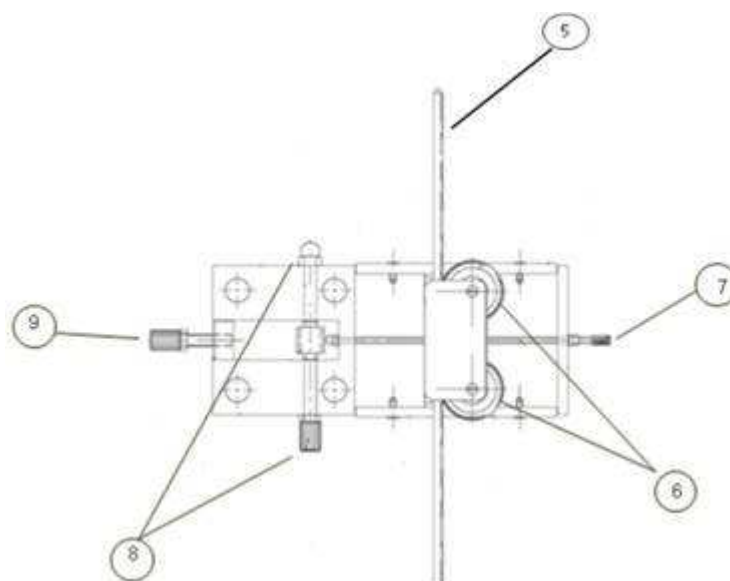


Figura 3. 6: Desenho da peça 1 e representação das peças que permitem os movimentos x, y e z

A leitura da posição x, y e z é feita através das seguintes réguas graduadas com resolução de 0,5mm (Figura 3.7):

- régua 1, acoplada à peça 1 do *Métrica Vertebral* (posição z);
- régua 2, associada à face posterior da peça 2 (posição x);
- régua 3, gravada na face lateral da peça 5 (posição y).

Para facilitar a leitura das escalas, as marcações nas referidas réguas foram preenchidas com tinta acrílica sintética preta.

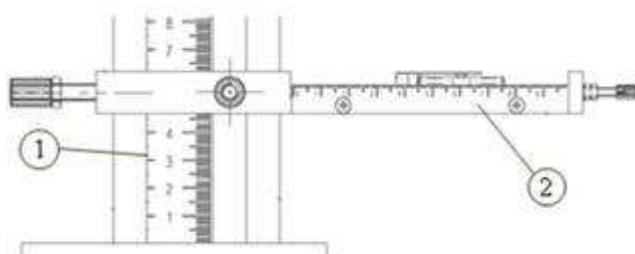


Figura 3. 7: Representação das réguas 1 e 2 anexadas à cada uma das peças horizontais e à peça vertical

Em resumo, da manipulação mecânica das 25 peças horizontais, obtém-se uma imagem em 3D da coluna vertebral na sua globalidade.

Após a finalização da primeira versão do *Métrica Vertebral*, verificou-se que o desempenho global do instrumento, não tendo sido totalmente satisfatório, foi no entanto animador, uma vez que a importância e a quantidade de falhas detectadas no processo de validação foram reduzidas.

Santos (2009) conclui que o protótipo inicial apresenta uma “precisão” de $\pm 1,5$ mm, com a possibilidade de aumentar a precisão para ± 1 mm, uma vez que cerca de 75% das unidades de medição apresentavam uma precisão dentro do referido intervalo.

Este resultado serviu como ponto de partida para a revisão dos conceitos e parâmetros técnicos. Assim, foi possível detectar os pontos fracos e tomar as acções necessárias para os corrigir.

Identificaram-se as seguintes lacunas (Santos, 2009):

- as cremalheiras (peça 5) que estavam incorporadas em cada uma das peças horizontais eram executadas no material polímero acetal, não oferecendo uma resistência satisfatória à flexão;
- o sistema de suporte, com 1800mm de altura (conjunto dos elementos A e B, apresentados nas figuras acima), apresentava um apoio demasiado estreito para a sua dimensão, o que causava instabilidade ao sistema.

Adicionalmente, no âmbito do presente trabalho, foram identificados mais alguns elementos que consideramos passíveis de correcção, nomeadamente:

- peças 4 e 7, que estão relacionadas com o eixo do x;
- peças 6, componentes do eixo do y, que obrigavam a peça 5 a executar um movimento não contínuo de 1mm;

- o número de peças existentes na parte A do instrumento teve que ser reduzido na sequência da verificação que o espaço interapofisiário não comportava um conjunto tão alargado de elementos devido à espessura dos mesmos

3.5. Correção das Peças

No seguimento da identificação dos elementos a corrigir, procedemos à respectiva correcção das peças, dando assim origem a uma segunda versão do *Métrica Vertebral*.

Foram efectuadas as seguintes alterações:

- substituíram-se as cremalheiras horizontais (peça 5) fabricadas em polímero acetel, por peças também horizontais em latão, mantendo-se todavia as mesmas dimensões. Uma das extremidades tem uma forma cónica, que serve como ponto de contacto com a marca efectuada no vértice de cada uma das apófises espinhosas da pessoa a quem está a ser aplicado o instrumento.
- substituíram-se os pinhões por discos de duraluminio com um diâmetro de 2,8cm. O conjunto formado pelas peças 10 (Figura 3.8) foi envolvido por um tubo em borracha com um diâmetro (2,0mm) para induzir ao sistema maior atrito. Esta alteração permitiu diminuir o movimento da peça horizontal (1) para 0,5 mm.



Figura 3. 8: Representação das peças 10.: Vista superior das peças (à esquerda), imagem lateral (à direita)

- substituiu-se a peças 7 (Figura 3.9) por outra com diâmetro maior (9,0mm) e fabricada em latão, facilitando a sua preensão e por sua vez o seu manuseamento

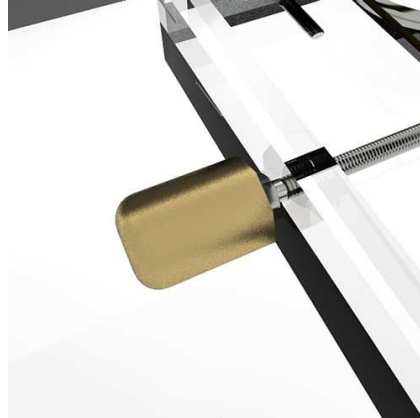


Figura 3. 9: Imagem da peça 7

- redesenhou-se a parte B do instrumento e inseriram-se pontos de apoio na peça vertical para promover a estabilidade (Figura 3.10).



Figura 3. 10: Imagem do *Suporte*

- retiraram-se sete peças horizontais da parte A da primeira versão do aparelho reduzindo o seu número para 18. Verificou-se que a espessura das peças (1,5cm) não permitia a identificação simultânea de todas as vértebras cervicais e algumas lombares devido ao espaço interapofisiário ser inferior à da referida espessura.

Assim, definiu-se que a primeira peça horizontal seria a peça de referência, que a segunda faria a recolha de dados a cada uma das vértebras cervicais e que a décima quinta recolheria a posição da 1ª, 2ª e 3ª vértebras lombares.

No âmbito do presente projecto, todas as peças foram desenhadas com recurso ao programa Autocad®, o que permitiu efectuar uma construção tridimensional dos elementos de forma a permitir uma visão realista dos mesmos. Este conjunto de desenhos técnicos constitui a segunda versão do *Métrica Vertebral*, cujos componentes descreveremos de forma detalhada no próximo subcapítulo.

3.6. Descrição

O *Métrica Vertebral* (Figura 3.11) é composto por duas partes: uma que designamos por *Corpo* e outra que definimos como *Suporte* (Quaresma *et al*, 2009a,b).



Figura 3. 11: Imagem da 2ª versão do Métrica Vertebral

O *Suporte* (Figura 3.12) é constituído por uma peça central que serve de encaixe à peça vertical do *Corpo* do instrumento, tendo como apoio à estabilidade duas peças laterais verticais, duas laterais oblíquas e uma base onde a pessoa que vai ser avaliada coloca os pés (Quaresma *et al*, 2009a,b).



Figura 3. 12: Imagem do *Suporte do Métrica Vertebral*

Por seu turno, o *Corpo* (Figura 3.13) é constituído por uma peça vertical e 18 peças horizontais que denominamos *Posicionadores 2D*. A peça vertical do *Corpo*, encaixa no *Suporte*, e é formada por uma cremalheira fixa e um perfil de base quadrangular, quatro barras cilíndricas maciças, uma régua graduada e ainda duas placas de suporte nas extremidades de todas estas estruturas (Quaresma *et al*, 2009a,b).

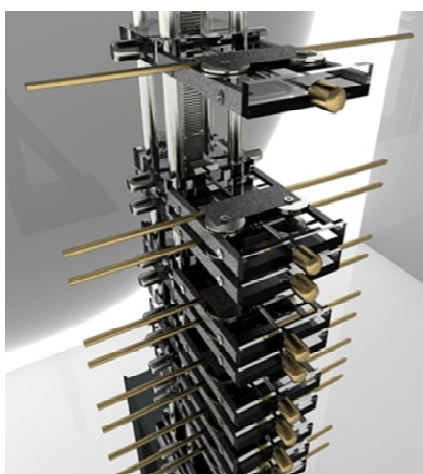


Figura 3. 13: Imagem do *Corpo* do instrumento

Cada *Posicionador 2D* (Figura 3.14) é regulável e ajustável de forma a identificar a posição em x, y e z de cada vértice das apófises espinhosas, desde a primeira vértebra cervical até à primeira vértebra sagrada. Esse contacto é feito através da extremidade em cone da peça horizontal (1) ao que chamamos ponto de contacto (2).

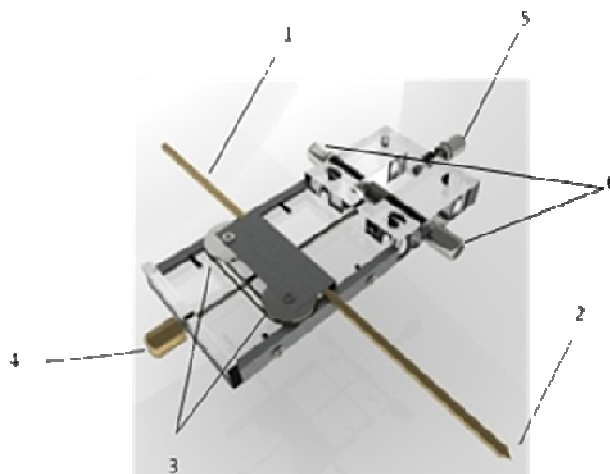


Figura 3. 14: Imagem do *Posicionador 2D*: 1- peça horizontal; 2-ponto de contacto; 3- discos; 4 – manípulo; 5 – manípulo que faz parte do sistema a travagem

O ajuste da peça 1 permite que a sua extremidade cónica entre em contacto com a marca efectuada em cada dos vértices das apófises espinhosas da pessoa avaliada. O referido ajuste é feito através do movimento das seguintes peças, que compõem cada *Posicionador 2D* (Figura 3.14):

- peças 3 - a rotação dos discos permite o movimento em y da peça 1;
- peça 4 – a rotação do manípulo promove o movimento rotacional da vareta roscada, inculindo o movimento da peça 1 em x;
- peças 6 – a rotação do manípulo permite o movimento em z do *Posicionador 2D* ao longo da peça vertical do *Corpo* do instrumento. O sistema de travagem do referido movimento é feito através da rotação da peça 5.

3.7. Cálculo de erro e de incertezas

Respeitando as directrizes descritas no subcapítulo 2.4 acima, genericamente definidas como “Processo de um Produto”, consideramos que o segundo protótipo do *Métrica Vertebral* reunia as condições necessárias para procedermos à respectiva avaliação, processo que foi efectuado no Laboratório de Engenharia Biomédica da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa.

Na avaliação, seguiram-se as normas estipuladas pelo Instituto Português de Qualidade (IPQ), de acordo com as quais a obtenção dos dados para o cálculo da incerteza do *Métrica Vertebral* é realizada através da medição directa com recurso a um padrão de referência.

O início desta etapa consistiu no uso da “estrutura de aferição do *Métrica Vertebral*” construída por Santos (2009), mediante o qual efectuamos a comparação directa dos dados recolhidos pelo instrumento (coordenadas x, y e z de cada uma das posições das apófises espinhosas) com um padrão de referência. A montagem da calibração é demonstrada na Figura 5.15 onde essa estrutura de aferição pode ser observada.

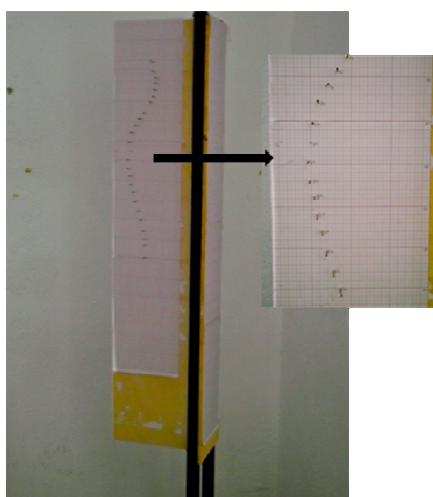


Figura 3. 15: Desenho da “Estrutura de aferição do *Métrica Vertebral*”

Estabelecemos que o melhor padrão de referência possível seria as coordenadas da posição do vértice das apófises espinhosas identificadas numa radiografia extra-longa da coluna vertebral, cedida pelo serviço de radiologia do Hospital Curry Cabral.

Efectuamos dez medições para cada uma das coordenadas em análise, obtendo-se, assim, dez resultados, os quais foram inseridos numa folha de cálculo.

De acordo com as normas do IPQ, a incerteza de medição associada às estimativas das grandezas de entrada é calculada de acordo com o método de avaliação “Tipo A” ou/e “Tipo B”.

No presente trabalho, relativamente à incerteza-padrão, optamos pela avaliação Tipo A, seguindo o método da análise estatística de uma série de observações (IPQ, 2005). Neste caso, a incerteza-padrão é o desvio-padrão experimental da média que decorre de um procedimento de cálculo da média quando n observações ($n > 1$) são estatisticamente independentes (IPQ, 2005).

No que diz respeito à resolução do objecto, optamos pela avaliação Tipo B (IPQ, 2005).

Uma das directrizes do IPQ refere que as medições calculadas de forma directa podem envolver a determinação de correcções às indicações de instrumentos (IPQ, 2005). Em conformidade com esta norma, é necessário identificar os erros sistemáticos e calcular a respectiva média, a qual resulta de um número infinito de medições da mesma mensuranda, efectuadas em condições de repetibilidade, subtraídas do valor verdadeiro da mensuranda (IPQ, 2005).

Segundo o IPQ, a correcção consiste no valor adicionado algebricamente ao resultado bruto da medição, para compensar o referido erro, ou seja, a correcção é igual e de sinal contrário ao erro sistemático. Uma vez que este pode não ser perfeitamente conhecido, admite-se que a compensação possa não ser completa (IPQ, 2005).

Tendo presente estes conceitos, levámos a cabo as medições, identificamos os erros e adicionamos as correcções às leituras.

Ainda no âmbito da avaliação do instrumento, tivemos que ter em conta o facto de que o resultado da medição pode não ser caracterizado por um único valor. De acordo com o IPQ, a incerteza de medição de um resultado reflecte as lacunas do conhecimento completo do valor da mensuranda, uma vez que tal exigiria uma quantidade infinita de informação. Tais lacunas são designadas como fontes de incerteza e podem ser ou não avaliadas por métodos estatísticos (IPQ, 2005).

No caso de uma grandeza de medição directa, as principais contribuições para a incerteza são a resolução do instrumento de medida, a dispersão dos valores resultantes de uma série e a calibração do aparelho de medida (Silva, 2005).

O procedimento para o cálculo das estimativas de incerteza nas medições pode ser resumido nos seguintes passos (EA, 1999):

- identificar eventuais correcções significativas - corrigir os erros sistemáticos a fim de não incorporá-los na incerteza (o que a faria aumentar);
- relacionar todas as fontes de incerteza - verificar tudo o que pode ter influência no resultado do ensaio ou calibração. Para isso pode-se utilizar o diagrama causa-efeito;
- calcular as incertezas do Tipo A (fontes de incertezas obtidas através de meios estatísticos);
- calcular as incertezas do Tipo B (fontes de incertezas obtidas por meios que não estatísticos);
- calcular as contribuições de incertezas - estimar a influência de cada uma das fontes de incerteza global de incerteza do Tipo A e do Tipo B, na incerteza global do ensaio ou calibração;
- obter a incerteza padrão combinada.

No presente estudo não foram consideradas as incertezas de medição relacionadas com o operador do instrumento.

Conforme se pode constatar, a análise da incerteza de medição é um parâmetro fundamental, possibilitando criar mecanismos para aumentar e garantir a confiabilidade metrológica do *Métrica Vertebral*.

Considerando o acima exposto, foi determinado que as contribuições para o cálculo das incertezas deveriam contemplar a distribuição da probabilidade associada à resolução do instrumento de medição e da média (Silva, 2005).

Pela nossa parte, decidimos adicionar a resolução do instrumento.

Desta forma, obtivemos as incertezas para cada um dos movimentos em cada um dos *Posicionadores 2D*, as quais estão evidenciadas na tabela 3.1.

Tabela 3. 1: Identificação das incertezas calculadas para cada peça

<i>Peças</i>	<i>U_x</i>	<i>U_z</i>	<i>U_y</i>	<i>Peças</i>	<i>U_x</i>	<i>U_z</i>	<i>U_y</i>
1	0,7	0,6	0,7	10	0,7	0,6	0,7
2	0,7	0,6	0,6	11	0,7	0,6	0,6
3	0,7	0,6	0,7	12	0,7	0,6	0,6
4	0,7	0,7	0,6	13	0,8	0,6	0,7
5	0,7	0,6	0,8	14	0,8	0,6	0,8
6	0,7	0,7	0,8	15	0,7	0,6	0,6
7	0,8	0,7	0,7	16	0,7	0,6	0,6
8	0,7	0,6	0,6	17	0,7	0,7	0,7
9	0,7	0,6	0,7				

Em resumo, após a conclusão do processo de identificação dos erros sistemáticos para cada um dos movimentos de cada um dos *Posicionadores 2D*, a realização da sua correcção e o cálculo das incertezas para cada uma das referidas peças em cada um dos movimentos, assumimos que o *Métrica Vertebral* apresenta uma incerteza de 1mm.

3.8. Metodologia de aplicação

Finalizada a avaliação com sucesso, definimos a metodologia de aplicação do *Métrica Vertebral*.

O processo inicia-se com a marcação da projecção cutânea do vértice das apófises espinhosas, com uma caneta dermatográfica hipoalergica (Figura 3.16). Cada uma das peças a é ajustada de forma a que o ponto de contacto (2) toque na marcação feita em cada uma das vértebras da coluna vertebral, desde a primeira vértebra cervical até à primeira vértebra sagrada, identificando a sua posição em x, y e z (Quaresma *et al*, 2009a,b; Quaresma *et al*, 2010 a,b).



Figura 3. 16: Imagem da marcação do vértice das apófises espinhosas

As 18 peças *Posicionadores 2D* são utilizadas da seguinte forma:

- a primeira peça é colocada na região do occipital e serve como ponto de referência durante a recolha de dados;
- a segunda recolhe os dados de todas as vértebras cervicais, de forma individual e em varrimento;
- a décima quinta faz a leitura dos dados da primeira, segunda e terceira vértebras lombares de forma individual e em varrimento;
- as restantes peças identificam a posição 3D das remanescentes apófises espinhosas, desde a primeira vértebra dorsal até à primeira vértebra sagrada.

Para reduzir o tempo de aplicação do instrumento, e conforme a altura da pessoa a quem vai ser aplicado o *Métrica Vertebral*, é possível ajustar desde logo cada um dos *Posicionadores 2D* colocando-os numa determinada posição no eixo do Z (Quaresma *et al*, 2009 a,b).

A leitura das posições 3D é obtida através dos seguintes passos:

1. Marcação cutânea das apófises espinhosas, após o que se ajustam quatro dos dezoito *Posicionadores 2D* correspondentes às estruturas anatómicas da base do occipital (peça de referência), 7ª vértebra cervical, 12ª vertebra dorsal e 1ª vértebra sagrada. Estas quatro peças consideram-se como pontos de referência para a

manutenção da posição assumida pela pessoa que está a ser avaliada durante a recolha de dados;

2. Ajuste dos restantes *Posicionadores 2D* às vértebras correspondentes (Figura 3.17) (Quaresma *et al*, 2010a);
3. Leitura da posição x, y e z das vértebras cervicais e 1ª, 2ª e 3ª vértebra lombar;
4. Leitura da posição x, y e z das restantes vértebras, já após a saída da pessoa que estava a ser avaliada;
5. Registo oral da leitura das coordenadas para um gravador de som e posterior transcrição para uma base de dados.

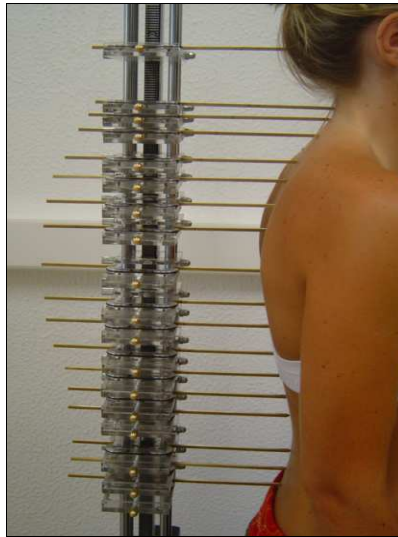


Figura 3. 17: Imagem da Aplicação do *Métrica Vertebral*

Salientamos que, em média, todo o processo de recolha de dados demora 7 minutos (Figura 3.18) (Quaresma *et al*, 2009b)

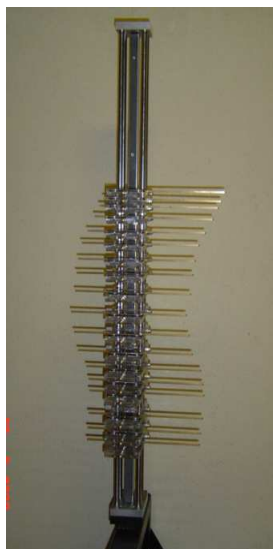


Figura 3. 18: Imagem do *Métrica Vertebral* após a sua aplicação

3.9 Validação

No âmbito do “Processo do Produto”, e após a definição da metodologia de aplicação, avançamos para a validação experimental do instrumento. Nesta etapa, foi efectuada a comparação dos resultados recolhidos através do *Métrica Vertebral* com os dados obtidos pelo Sistema Optoelectrónico existente no Laboratório de Biomecânica e Morfologia Funcional da Faculdade de Motricidade Humana da Universidade Técnica de Lisboa (Figura 3.19).



Figura 3. 19: do Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Motricidade Humana

A escolha do Sistema Optoelectrónico foi regida por critérios de qualidade e precisão. De facto trata-se de um instrumento que oferece garantias de fiabilidade na captação da posição 3D do vértice das apófises espinhosas, que apresenta um elevado índice de correlação com as radiografias (consideradas como o *gold-standard* na avaliação da coluna vértebra).

Para obter a validação, foram aplicados os dois instrumentos de forma consecutiva a uma amostra constituída por 11 mulheres, sem patologias associadas, com idades compreendidas entre os 14 e 39 anos. A todas elas foi solicitado e obtido o respectivo consentimento informado (Quaresma *et al*, 2009c; Quaresma *et al*, 2010b).

Para garantir a comparabilidade das medidas foi necessário estabelecer alguns pré-requisitos, nomeadamente que a recolha dos dados fosse efectuada por um único examinador e que as mulheres adoptassem sempre a mesma posição nos dois momentos da aplicação dos instrumentos.

Os procedimentos adoptados foram os seguintes (Quaresma *et al*, 2010b):

1. Marcação cutânea no vértice das apófises espinhosas, desde a primeira vertebra cervical até à primeira sagrada, utilizando uma caneta demográfica hipoalergica;
2. Recolha da posição 3D de cada uma das apófises através do *Métrica Vertebral*;
3. Captura de imagens (em tempo real) com o sistema optoelectrónico utilizando um *pointer* digital Davis;
4. Comparação dos resultados obtidos.

A captura de imagem das posições de cada uma das apófises espinhosas da coluna vertebral foi realizada em tempo real, através do sistema optoelectrónico Qualisys, constituído por 10 câmaras de infra-vermelho (Ocqus 300), operando a 200Hz (Cappozzo *et al*, 2005). Conjugado com o sistema de captura de imagem esteve igualmente o software de análise de imagem Visual3D, que gera em tempo real as posições tridimensionais de cada uma das apófises espinhosas. As câmaras estavam dispostas junto ao tecto, numa estrutura fixa, posicionadas em círculo à volta do sujeito avaliado (Figura 3.20).



Figura 3. 20: Uma das câmaras fixas numa estrutura de alumínio

As imagens tridimensionais foram capturadas colocando a extremidade de um *pointer* digital sobre cada vértebra. Este instrumento é constituído por 4 marcas reflectoras (com distâncias entre si pré-definidas) fixas numa estrutura de 25cm (Figura 3.21).



Figura 3. 21: Aplicação do *Pointer*

O *pointer* (Figura 3.21) possui uma mola que, ao ser totalmente comprimida, altera a posição relativa das 4 marcas e informa o sistema de que, na sua extremidade, será gerada uma nova marca virtual, com coordenadas x , y e z . A vantagem do uso do *pointer* é evitar a necessidade de colar marcas reflectoras na pele do sujeito (Quaresma *et al*, 2010b).

Após a aplicação dos dois instrumentos, compararam-se os resultados obtidos entre eles. Assim, para testar estatisticamente a validade do *Métrica Vertebral*, adoptou-se um modelo de análise de variância a três factores – Instrumento, Sujeito e Vértebra – para inferir a influência destes nas medidas das distâncias inter-vertebrais.

Na referida análise, o factor Instrumento cruza com o factor Sujeito, encaixando no factor Vértebra (ou espaço entre vértebras adjacentes), já que a distância inter-vertebral é influenciada pelas características físicas de cada indivíduo. Consideraram-se os factores como sendo de efeitos fixos (Quaresma *et al*, 2010b).

Realizou-se também uma outra análise aplicando a metodologia *Bland-Altman*, uma vez que a sua principal aplicação é comparar duas medidas clínicas (Hanneman, 2008). Na referida análise utilizamos os valores intervertebrais dos dois instrumentos.

Verificamos que todos os factores têm efeitos fixos (Tabela 3.2). Desde que o *p-value* obtido para o teste de hipótese sobre a ausência de influência do factor de Instrumento na medição da distância intervertebral seja alto (Khuri *et al*, 1998; Montgomery, 2005), a hipótese não é rejeitada. Pode-se então inferir que as medidas tomadas por ambos os instrumentos não têm uma diferença estatisticamente significativa, e que o desvio-padrão da média é de 0,8 mm (Quaresma *et al*, 2010b).

Tabela 3. 2: Resultados da aplicação da ANOVA

Factor	Soma dos Quadrados	Graus de Liberdade	F	<i>p-value</i>
<i>Instrumento</i>	401.466	1	0,407	0,524
<i>Sujeito</i>	1651.7	10	25.3	<0,001
<i>Vértebra</i>	48649	253	0,007	>0,999
<i>Erro</i>	260750	264		

Na figura 3.22 observamos graficamente a análise *Bland-Altman* e respectivo intervalo de confiança a 95%. Podemos verificar que apenas uma observação está ligeiramente fora da faixa de confiança (Quaresma *et al*, 2010b).

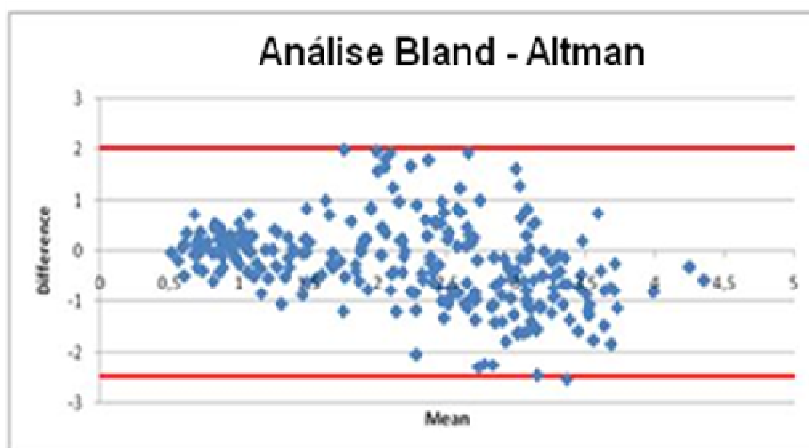


Figura 3. 22: No gráfico observamos a análise Bland-Altman

Os resultados apresentados neste capítulo são parte do processo de validação de *Métrica Vertebral*, no entanto, há ainda um longo caminho a percorrer para uma validação completa requerida para uma tecnologia nova na área da saúde (Quaresma *et al*, 2010b).

Algumas limitações merecem ser tidas em consideração:

- o reduzido número de sujeitos da amostra;
- a medição foi feita apenas por um observador não se verificando a validade inter-observador;
- a necessidade do examinador possuir competências clínicas em anatomia de superfície para a identificação das apófises espinhosas.

Esses resultados fornecem evidência de que o *Métrica Vertebral*, para um examinador, é um instrumento fiável e válido quando comparado com o sistema optoelectrónico.

Realçamos que apesar das vantagens oferecidas por este sistema em termos de precisão e fiabilidade, se trata de um instrumento extremamente dispendioso e que exige uma capacidade logística que dificulta a dissiminação da sua aplicabilidade. Tais características transformam-no num dispositivo normalmente utilizado apenas em laboratórios de investigação.

CAPÍTULO IV – MODELO MATEMÁTICO DA COLUNA VERTEBRAL

O modelo matemático, elaborado na presente investigação, tem como objectivo estimar a amplitude dos ângulos da lordose cervical, cifose dorsal e lordose lombar a partir dos dados recolhidos pelo *Métrica Vertebral*. Este modelo foi desenvolvido em parceria com o Doutor Miguel Fonseca do Centro de Matemática e Aplicações da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa. Neste capítulo descrevemos a caracterização das várias fases da concepção e implementação do modelo, nomeadamente:

1. Definição;
2. Aplicação aos dados obtidos pelo *Métrica Vertebral*;
3. Validação.

Os modelos matemáticos são cada vez mais aplicados na modelação da coluna vertebral a partir de dados reduzidos uma vez que os seus resultados podem fornecer informações cruciais sobre a respectiva biomecânica (Muschik *et al*, 1999; George *et al*, 2001; Kovac *et al*, 2001; McLain *et al*, 2001; Liljenqvist *et al*, 2002; Drescher e Asher, 2002) e orientações úteis para o uso de dispositivos de avaliação (Daniel e Jess *et al*, 1986; Machleder, 1997).

Tendo como pressuposto que a coluna vertebral humana é uma obra-prima de engenharia, composta por articulações em cada nível intervertebral capaz de realizar movimentos multiaxiais, Liljenqvist *et al* (2002) Yang *et al* (2007) consideram que recorrendo à aplicação de modelos matemáticos é possível melhorar a análise biomecânica da posição individual de cada vértebra. Foi neste contexto que se desenvolveu um modelo matemático com o objectivo de calcular a amplitude dos ângulos das curvaturas da coluna vertebral a partir dos dados recolhidos pelo *Métrica Vertebral*.

Perante a ausência de análises quantitativas similares, e com o intuito de minimizar os erros, optámos por seguir as directrizes referidas por Shea *et al* (1998) que preconizam que os

diversos passos da análise sejam executados sempre pelo mesmo avaliador, diminuindo assim a hipótese de erro na medição dos ângulos das curvaturas, feita através do método de Cobb.

Verificámos que o ângulo de Cobb é a metodologia mais aplicada para calcular os ângulos das curvaturas usando os dados recolhidos através de instrumentos não-invasivos (Pinel-Giroux *et al*, 2006). Em teoria, este método pode ser utilizado no cálculo de qualquer ângulo ao longo da coluna vertebral, no entanto observámos que não tem sido muito aplicado na determinação da lordose cervical, restringindo-se o seu uso mais à cifose dorsal e lordose lombar.

Por outro lado, de entre os utilizadores do método de Cobb, há divergências entre os autores, no que diz respeito à definição dos parâmetros. Para citar alguns exemplos, Bradford *et al* (1994) e Roussouly *et al* (2005) utilizaram as vértebras D1 e D12 para o cálculo do ângulo da cifose dorsal, ao passo que outros autores usam como referência as vértebras C7 e D12 para o mesmo fim.

Para Campbell-Kyureghyan *et al* (2005), os parâmetros que mostram resultados mais consistentes para calcular o ângulo da lordose lombar segundo o método de Cobb são D12 e S1, enquanto outros autores referem que os mais adequados são a D12 e L5 ou L1 e S1.

Segundo Campbell-Kyureghyan *et al* (2005) a própria selecção dos parâmetros em que a lordose é medida também pode ser um factor significativo. Neste contexto, para medir a amplitude dos ângulos da lordose cervical, cifose dorsal e lordose lombar, optámos por aplicar o método de Cobb definido como duas linhas tangentes horizontais que são traçadas para cada um dos seguintes conjuntos de duas vértebras:

- C1 e C7 para medir a lordose lombar;
- D1 e D12 para calcular o ângulo da cifose;
- L1 e S1 para definir o ângulo da lordose lombar.

4.1. Descrição

4.1.1. Análise de radiografias

Dos poucos modelos matemáticos que existem sobre a coluna vertebral, verifica-se que a metodologia mais aplicada para o seu desenvolvimento e validação é a análise de radiografias (Yang *et al*, 2007). Assim, e num primeiro momento da presente investigação, foram realizadas medições em 60 radiografias digitais extra-longas feitas à coluna vertebral, de indivíduos sem patologia associada, cedidas pelo Serviço de Radiologia do Hospital Curry Cabral, em Lisboa. Todas as radiografias foram tiradas pelo mesmo dispositivo e à mesma distância, todos os indivíduos adoptaram a mesma posição padronizada segundo os critérios utilizados por Propst-Proctor e Bleck (1983), Bernhardt e Bridwell (1989), Gelb *et al* (1995) e Leroux *et al* (2000) que sugerem incidência num plano sagital e o indivíduo adoptando a seguinte (Figura 4.1):

- de pé;
- com olhar horizontal;
- joelhos em extensão;
- pés paralelos.



Figura 4. 1: Imagem de uma radiografia da coluna vertebral extra-longa

Cada uma das radiografias foi analisada no programa de tratamento de imagem Photoshop[®] versão 5.5. sob a orientação do Dr. Tiago Bilhim do Departamento de Anatomia da Faculdade de Ciências Médicas /UNL.

Foi elaborada uma folha de cálculo, para cada uma das radiografias onde foram registadas as coordenadas y e z, desde a primeira vértebra cervical até a primeira vértebra sagrada, dos seguintes parâmetros (Figura 4.2):

- limites superiores das faces anterior e posterior do corpo vertebral
- limite inferiores das faces anterior e posterior do corpo vertebral
- limite superior - posterior e inferior – da face posterior do canal vertebral
- limite inferior e superior do vértice da apófise espinhosa

Após a identificação e inserção dos referidos dados em cada uma das folhas de cálculo para cada radiografia, foi possível calcular um conjunto de outros parâmetros (Figura 4.2):

- ponto médio da face superior, inferior, anterior e posterior do corpo vertebral;
- ponto médio da face posterior da apófise espinhosa;
- centro do corpo vertebral;
- ângulo do corpo vertebral;
- distância apófise – centro (J-C);
- ângulo intervertebral.

Todos os dados foram analisados a partir de procedimentos descritivos e as informações foram processadas através do Excel[®] versão 2007 e do R[®] versão 2.9.

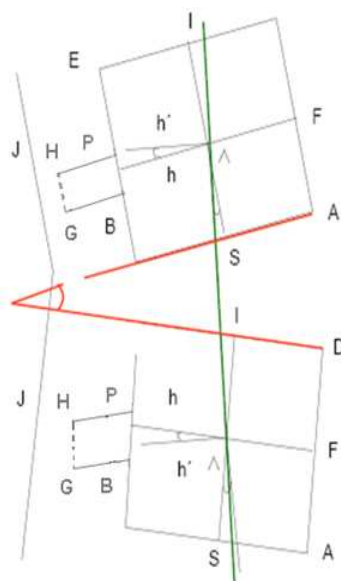


Figura 4. 2: Parâmetros identificados e analisados através das radiografias. A: Limite inferior da face posterior do corpo vertebral; B: Limite inferior e posterior do canal vertebral; D: Limite superior da face posterior do corpo vertebral; E: Limite superior da face anterior do corpo vertebral; F: Ponto médio da face posterior do corpo vertebral; G: Limite inferior da face posterior da apófise espinhosa; H: Limite superior da face posterior da apófise espinhosa; I: Ponto médio da face superior do corpo vertebral; J: Linha de união do vértice da apófise espinhosa; P: Limite superior e posterior do canal vertebral; S: Ponto médio da face inferior do corpo vertebral

4.1.2. Definição do Modelo

Antes de escolhermos a metodologia mais adequada ao nosso objecto de estudo, testámos várias abordagens alternativas entre as quais destacamos a correlação linear, o *spline cúbico* natural e o *spline cúbico hermitiano*. Para tal utilizamos os dados obtidos através das radiografias, nomeadamente os ângulos intervertebrais identificados. A escolha do *spline cúbico hermitiano* como a melhor metodologia a adoptar na elaboração do modelo matemático esteve relacionada com os seguintes aspectos:

- evidenciar o melhor comportamento de cálculo dos ângulos intervertebrais dentro de parâmetros normais;
- ser computacionalmente fácil de manusear;
- poder ser facilmente integrado e diferenciado num número finito de etapas utilizando as operações aritméticas básicas.

De facto, o hipotético ajuste de um polinómio único por cada uma das 25 vértebras exigiria construir uma equação, que introduziria uma significativa complexidade matemática (Yang *et al*, 2007).

A melhor alternativa que mantém as qualidades do polinómio é uma função seccionalmente polinomial, que contém vários segmentos de polinómio de baixa ordem. Assim, optou-se pelo modelo matemático sagital da coluna vertebral utilizando a interpolação *spline cúbica*. O ajustamento de *splines* é muitas vezes usado quando a função a ser modelada é conhecida num conjunto finito de pontos. Os referidos pontos são os dados obtidos pelo *Métrica Vertebral*. Uma característica particularmente favorável do *spline* é este passa sempre nos pontos observados e assim, conserva as nuances segmentares e curva da coluna vertebral. É de realçar que foi escolhido o *spline cúbico hermitiano* em desfavor do *spline cúbico natural* pois a primeira derivada no nó (apófise), que indica a inclinação da vértebra, é igual à da função a interpolar. A presente investigação adopta o nó como valor de referência para a inclinação estimada a partir da observação feita pelo dispositivo *Métrica Vertebral* (Figura 4.3).

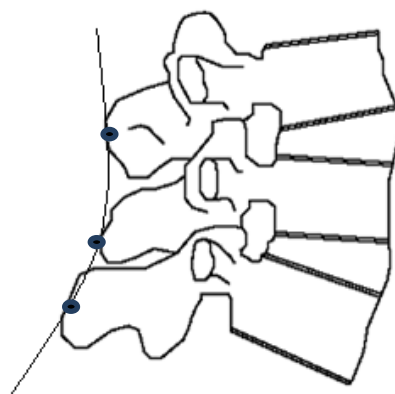


Figura 4. 3: Uma representação do modelo matemático da coluna vertebral

O modelo aplicado para verificar os ângulos intervertebrais, tendo em conta a posição y e z das apófises espinhosas, é composto por um *spline cúbico de Hermite* (Sulij e Mayers, 2003), com a expressão geral

$$s(x) = c_0 + c_1(x - x_{i-1}) + c_2(x - x_{i-1})^2 + c_3(x - x_{i-1})^3$$

$$x \in [x_i, x_{i+1}]$$

$$\text{em que } a = x_0 < x_1 < \dots < x_n = b.$$

Optou-se por um *spline Hermitiano* pois a estimativa directa da inclinação da apófise espinhosa permite uma representação mais fidedigna do ângulo da vértebra.

Tomando o eixo y e z e girando-o 90°, é possível estimar o ângulo de uma apófise espinhosa para o chão através do declive médio dos declives dos segmentos de recta que unem a mesma às suas apófises adjacentes. É possível, então, inferir os ângulos entre as vértebras, excepção feita para C1 e S1, onde só há apenas uma vértebra adjacente (e apófise espinhosa), usando-se só esta para estimar a sua inclinação.

Seja $a = x_0 < x_1 < \dots < x_n = b$ um conjunto de nós para o intervalo $[a, b]$. Define-se um *spline cúbico hermitiano* como uma função com primeira derivada contínua tal que:

1. $s(x_i) = f(x_i)$, $s'(x_i) = f'(x_i)$ para $i = 0, 1, \dots, m$,
2. s é um polinómio cúbico em $[x_{i-1}, x_i]$ para $i = 0, 1, \dots, m$.

A expressão para cada intervalo $[x_{i-1}, x_i]$ de s é dada por

$$s(x) = c_0 + c_1(x - x_{i-1}) + c_2(x - x_{i-1})^2 + c_3(x - x_{i-1})^3, x \in [x_{i-1}, x_i],$$

com

$$\begin{cases} c_0 = f(x_{i-1}) \\ c_1 = f'(x_{i-1}) \\ c_2 = 3 \frac{f(x_i) - f(x_{i-1})}{(x_i - x_{i-1})^2} - \frac{f'(x_i) + 2f'(x_{i-1})}{(x_i - x_{i-1})} \\ c_3 = \frac{f'(x_i) + f'(x_{i-1})}{(x_i - x_{i-1})^2} - 2 \frac{f(x_i) - f(x_{i-1})}{(x_i - x_{i-1})^3} \end{cases}$$

$$\begin{cases} c_0 = f(x_{i-1}) \\ c_1 = f'(x_{i-1}) \\ c_2 = 3 \frac{f(x_i) - f(x_{i-2})}{(x_i - x_{i-2})^2} - \frac{f'(x_i) + 2f'(x_{i-2})}{(x_i - x_{i-2})} \\ c_3 = \frac{f'(x_i) + f'(x_{i-2})}{(x_i - x_{i-2})^2} - 2 \frac{f(x_i) - 2f'(x_{i-2})}{(x_i - x_{i-2})^2} \end{cases}$$

Após a definição do modelo identificaram-se os parâmetros a utilizar no cálculo do ângulo da lordose cervical, cifose dorsal e lordose lombar, conforme já descrito acima.

4.2. Aplicação do Modelo

Para exemplificação prática da aplicação do modelo passamos a identificar o tipo de *outputs* que se conseguem visualizar através dos dados recolhidos pelo *Métrica Vertebral*. De seguida apresentamos um exemplo da aplicação do modelo em dados recolhidos numa grávida pelo *Métrica Vertebral* (Figura 4.4)

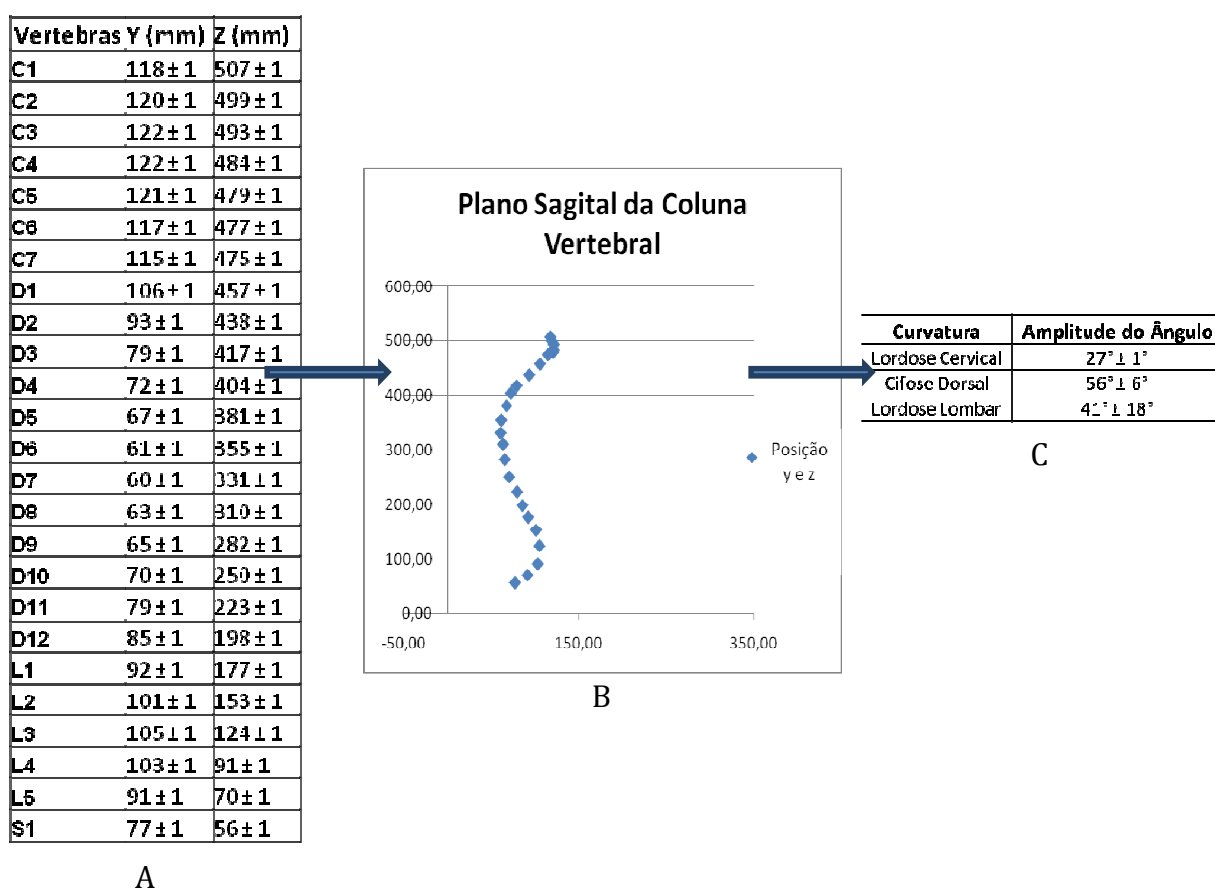


Figura 4. 4: A – Dados recolhidos pelo *Métrica Vertebral*; B - Representação Gráfica; C – Resultado da aplicação do Modelo

4.3. Validação do Modelo

Aplicando a metodologia preconizada por Ma *et al* (2008) para efeitos de validação, comparamos os resultados obtidos pelas radiografias com os calculados utilizando o Modelo. Do total das 60 radiografias disponibilizadas, apenas 11 puderam ser utilizadas por serem as únicas onde era possível detectar todos os parâmetros necessários para viabilizarem o cálculo da amplitude dos ângulos de todas as curvaturas da coluna vertebral.

Aplicando o método de Cobb e recorrendo aos parâmetros já referidos, calculámos a amplitude dos ângulos da lordose cervical, cifose dorsal e lordose lombar através dos dois métodos: análise das radiografias e aplicação do *spline cubico hermitiano*.

Em resultado desta comparação, identificámos a existência de erros sistemáticos no Modelo e em consequência, efectuámos as devidas correcções aos cálculos.

Repetimos o processo de comparação dos resultados já com a correcção, constatamos que o erro quadrático médio foi de 1° na lordose cervical, 6° na cifose dorsal e 18° na lordose lombar.

4.4. Conclusão

Verificámos que o modelo matemático da coluna vertebral, desenvolvido de raiz no presente trabalho, apesar de cumprir os objectivos propostos, ainda apresenta algumas lacunas, que devem ser colmatadas em trabalho futuro.

De entre as limitações mais visíveis identificámos o facto de a imagem das radiografias não permitir definir os limites da vértebra S1 com maior nitidez, numa região que por questões anatómicas dificulta a identificação dos referidos limites. Por outro lado, o cálculo do ângulo da lordose lombar é condicionado pela ausência de vértebra adjacente à S1, de acordo com os parâmetros do modelo.

Uma das soluções possíveis para tornar a análise mais fidedigna seria fixar a vértebra S1 tal como foi realizado no modelo desenvolvido recentemente por França (2010) ou recolher os dados das duas vértebras adjacentes. Reconhecemos que deve ser desenvolvido para uma modelação que considere um maior número de factores possibilitando uma avaliação mais complexa da coluna vertebral.

CAPÍTULO V – ADAPTAÇÃO DE UM QUESTIONÁRIO: NIH ACTIVITY RECORD (ACTRE)

O questionário *NIH Activity Record* também denominado *ACTRE* (Apêndice: A1) foi utilizado no presente estudo com o objectivo de identificar o comportamento das raquialgias e o desempenho ocupacional ao longo da gravidez, relacionando-os com as alterações biomecânicas da coluna vertebral durante o período gestacional. Para tal, efectuou-se a tradução, retroversão e adaptação do referido questionário para a cultura portuguesa, tendo-se procedido também à análise das suas qualidades psicométricas.

A aplicação do *NIH Activity Record* extravasa o âmbito da presente investigação na medida em que representa uma nova escala de medição para os profissionais de saúde em Portugal permitindo uma identificação das alterações do desempenho ocupacional e / ou dos papéis ocupacionais, principalmente em indivíduos com dor e / ou fadiga.

5.1. Definição

O *NIH Activity Record* é um questionário concebido para ser aplicado a adolescentes e adultos, podendo ser aplicado pelo técnico ou investigador em entrevistas semi-estruturadas. Fornece informação detalhada sobre as actividades realizadas nos períodos da manhã, tarde e noite, bem como o tempo demorado nessas actividades e aspectos relativos à dor, fadiga, percepção do desempenho, dificuldade e importância da tarefa, permitindo avaliar como a incapacidade influencia o desempenho ocupacional (Gerber e Furst, 1992; Furst, 1998; Gerber e Furst, 2005; Killofner, 2008).

Este questionário foi originalmente construído para avaliar sujeitos com artrite reumatóide podendo, contudo, ser utilizado noutro tipo de problemáticas e/ou patologias em que a investigação suscite interesse (Gerber e Furst, 1992; Gerber e Furst, 2005):

1. Dor e / ou fadiga (quantidade, intensidade, hora do dia e actividade associada);
2. Nível e os padrões de actividade física e / ou de descanso que podem estar a contribuir para indivíduos com limitações funcionais;

3. Mudança na participação em função de actividades que podem estar a contribuir para limitações funcionais nos utentes;
4. Aspectos emocionais associados às actividades: informação sobre como o indivíduo se sente em relação às suas actividades diárias (significativa, agradável);
5. Alterações dos papéis ocupacionais.

Ao responder ao *NIH Activity Record*, o indivíduo descreve as actividades que realiza durante 24h, em 2 dias consecutivos, podendo optar entre realizar o registo durante um fim-de-semana ou 2 dias úteis. A recolha da informação pode ser feita de duas formas: registar todos os dias as actividades que realiza ou registar as actividades que realiza num dia típico. Segundo os autores esta última é mais prática.

O questionário está dividido em três blocos temporais: período da Manhã, que deve ser preenchido na hora do almoço; período da Tarde, que deve ser preenchido ao jantar; e período da Noite, que deve ser preenchido antes de deitar. Deve-se informar o indivíduo que deve registar a actividade a cada meia hora, preencher a sessão “chave” e responder as perguntas (ver em anexo a folha de instruções). Os resultados do instrumento podem ser reproduzidos graficamente, por exemplo com a proporção de tempo dedicada a cada grupo de actividades (trabalho, lazer, descanso), a dor a fadiga e a percepção de desempenho associadas, o que proporciona aos indivíduos uma nova forma de examinar as suas rotinas e permite identificar mudanças que gostassem de fazer. O questionário usado desta forma pelo clínico ajuda a estabelecer objectivos terapêuticos em conjunto com o utente (Gerber e Furst, 1992; Gerber e Furst, 2005).

Numa primeira fase solicitou-se autorização à autora Gloria Furst para aplicar o questionário, bem como à instituição em Portugal que tem autorização para utilizar este questionário - Escola Superior de Tecnologias da Saúde do Porto (ESTSP). Após autorização utilizaram-se as directrizes gerais do método proposta pela ESTSP (Mattos *et al*, 2006). Foram realizadas seis fases consecutivas: 1) tradução do instrumento original; 2) retrotradução (*back-translation*); 3) apreciação formal de equivalência; 4) Avaliação por um perito em língua portuguesa; 5) crítica final por especialistas na área; 6) aplicação numa amostra de conveniência.

A fase 1 consistiu em duas traduções do instrumento original em inglês para o português realizadas, de forma independente, por tradutores bilingues. Nesta etapa, respeitou-se a *equivalência operacional*, que visa manter as características originais, conferindo maior confiabilidade e validade do instrumento, mantendo o mesmo número de itens.

Na fase 2, realizaram-se duas retrotraduções para o inglês, por tradutores independentes e bilingues.

Na fase 3, efectuou-se a apreciação formal de equivalência semântica e comparamos todas as expressões.

Na fase 4, um perito em língua portuguesa fez uma revisão exaustiva de todos os itens.

Na fase 5, seis especialistas na área fizeram uma crítica ao instrumento, para identificar se o questionário mede aquilo que se propõe.

Por último, na fase 6, procedeu-se à aplicação do *ACTRE*. O questionário foi aplicado a 53 grávidas, sem patologias associadas, com idades entre os 18 e os 39 anos, em dois momentos distintos, com um tempo de intervalo de 2 horas. A cada uma das grávidas foi explicado os objectivos do estudo bem como solicitado e obtido o consentimento informado.

5.2. Tradução, Adaptação e Avaliação Psicométrica: Resultados

Agruparam-se as actividades por categorias (ex : Descanso- DE, Auto-Cuidados -AC, Trabalho – T, Actividades domésticas etc) e por período em que são realizadas (Manhã, Tarde e Noite), tendo-se efectuado um score para cada uma dessa categorias/período para as 8 perguntas da *NIH Activity Record* (somatório total a dividir pelo número de actividades referidas). No sentido de obter um score total por cada pergunta da *NIH Activity Record* efectuaram-se ainda somatórios de todas as categorias de actividades para os dois momentos de avaliação.

Observaram-se as características psicométricas do questionário, tendo-se estudado a sua confiabilidade. Para analisar a confiabilidade intra-observador, foi realizada uma segunda aplicação *ACTRE* duas horas após a inicial, tendo-se recorrido ao coeficiente de correlação

paramétrico Pearson no sentido de correlacionar os *scores* totais (de todas as actividades) para cada pergunta, nos dois momentos de avaliação.

Com o objectivo de avaliar a consistência interna efectuou-se uma matriz de inter-correlações entre os *scores* totais das perguntas, recorrendo-se uma vez mais à correlação de Pearson, usou-se ainda para a totalidade das perguntas o Alpha de Cronbach, escolhendo para esse cálculo as actividades mais referidas.

Os dados foram introduzidos e analisados no software SPSS[®] versão 17.0

Depois de finalizarmos com sucesso as fases 1, 2, 3 e 4, na fase 5 verificamos que todos os especialistas que fizeram a critica ao questionário referiram que este mede efectivamente aquilo a que se propõe. Obtivemos desta forma a versão em português do questionário (Apêndice: A1), cuja relevância ultrapassa os objectivos do presente estudo uma vez que pode ser aplicado em outros âmbitos de investigação.

Por último, na fase 6, procedeu-se à aplicação do *NIH Activity Record* a 53 grávidas e observou-se que a versão final foi bem aceite pelas mulheres, mostrou-se compreensível, de fácil e rápida aplicação (10 a 15 minutos em cada momento da sua aplicação). Nenhuma questão foi considerada não aplicável ou necessitou ser modificada, comprovando o sucesso da adaptação cultural do questionário.

No que diz respeito à Confiabilidade intra-observador, os valores desejáveis de correlação que expressam a existência de uma elevada confiabilidade devem ser analisados caso a caso mas de uma maneira geral considera-se que uma boa confiabilidade deve exceder um *r* de 0,80, embora se possa aceitar valores tão baixos quanto 0,60 (Ribeiro, 1999). No presente estudo todas as correlações foram superiores a 0,80, na maioria das perguntas (*scores* totais) as correlações foram de 1 o que significa a existência de uma correlação perfeita (Tabela A1a).

No tocante à Consistência Interna, genericamente um questionário ou teste é classificado como tendo fiabilidade apropriada quando o α é de pelo menos de 0,70 (Nunnally, 1978). Neste estudo calculou-se o Alpha de Cronbach para a totalidade da escala considerando as respostas a todas as perguntas nas actividades mais referidas, o valor encontrado, 0,77, atesta a boa consistência interna da escala.

No sentido de complementar o estudo da consistência interna do questionário efectuaram-se correlações entre os scores das actividades para cada pergunta com escala ordinal. A matriz de inter-correlações revela a existência de correlações significativas em quase todas as perguntas entre si.

Em resumo, obtivemos excelentes resultados relativamente à confiabilidade intra-observador, com correlações elevadas entre as duas aplicações. Obtivemos também uma boa consistência interna dado haver correlações significativas entre as perguntas do questionário e o Alpha de Cronbach do total do questionário apresenta um valor elevado (Tabela A1b).

Desta forma, concluímos que a tradução, retroversão e adaptação do referido questionário para a cultura portuguesa, bem como a análise das qualidades psicométricas do *NIH Activity Record* foram concretizadas com sucesso. Neste âmbito podemos realçar a importância da introdução de mais uma ferramenta de avaliação em Portugal uma vez que o questionário não se esgota no presente estudo podendo ser aplicado para diferentes propósitos para amostras díspares.

CAPÍTULO VI – PROCESSO EXPERIMENTAL

Este capítulo descreve a situação do estudo envolvendo a definição do tipo de investigação, caracterização da amostra, os procedimentos éticos adoptados, os instrumentos e a metodologia de recolha de dados.

O presente estudo segue os procedimentos de uma metodologia de investigação descritivo-correlacional (Fortin, 2000) ou diferencial (Pinto, 1990; Almeida, 2000) uma vez que pretende efectuar a descrição de fenómenos tentando estabelecer relações entre as variáveis, não pretendendo contudo estabelecer relações de causalidade entre elas.

Através desta metodologia pode-se constatar a existência de relações entre duas ou mais variáveis no entanto, não pode a mesma ser reduzida ao impacto de uma sobre a outra.

O não estabelecimento de relações de causalidade entre as diversas variáveis em estudo deve-se essencialmente ao facto de se ter consciência da impossibilidade de contemplar todas as explicações possíveis para um dado fenómeno (seja ao nível das suas causas, seja ao nível das suas consequências) que, na presente investigação, se refere à variedade de factores que podem contribuir para a ocorrência de alterações biomecânicas da coluna vertebral ao longo da gravidez.

Sendo o principal objectivo de um estudo descritivo-correlacional a determinação dos factores mais relevantes e associados a um dado fenómeno (Fortin, 2000), procuramos o estabelecimento de relações entre algumas variáveis, pensando desta forma, contribuir para uma visão mais abrangente e plurifacetada das alterações biomecânicas da coluna vertebral que ocorrem durante o período gestacional.

6.1. Caracterização da Amostra

A amostra foi constituída por mulheres que se encontravam grávidas, sem patologias associadas, que frequentavam o Centro de Saúde de Sete Rios. As mulheres começaram a ser acompanhadas no nosso estudo a partir da idade gestacional de 12 semanas.

Para assegurar a respectiva representatividade optámos por utilizar um método de amostragem probabilística, usando uma amostra aleatória.

Após a identificação dos potenciais sujeitos a pertencer à amostra, contactaram-se as grávidas com o intuito de convidá-las a participar no presente estudo, durante a sua deslocação às consultas no referido Centro de Saúde. Foram informadas quer do objectivo do estudo, quer da colaboração pretendida nos momentos da recolha dos dados e todas deram o seu consentimento.

6.2. Procedimentos Éticos

Inicialmente a componente prática da investigação era para ser efectuada na Maternidade Dr. Alfredo da Costa, pelo que foi dirigido um pedido de autorização ao Director e Comissão de Ética da mesma, no sentido de poder vir a ser realizado o estudo nessa Instituição.

Uma vez que, até às 37 semanas de gestação, a Maternidade Dr. Alfredo da Costa só presta cuidados a grávidas com patologias associadas, não havia universo passível de ser incluído na amostra do presente estudo. Por isso a investigação foi encaminhada para o Centro de Saúde de referência da referida Maternidade, que prestava cuidados a um maior número de mulheres grávidas no Conselho de Lisboa - o Centro de Saúde de Sete Rios.

Assim, foi solicitada a autorização à Administração Regional de Lisboa e Vale do Tejo para realizar o estudo no referido Centro de Saúde. Como os co-orientadores do projecto pertencem à Faculdade de Ciências Médicas foi também pedido a autorização à Comissão de Ética da referida instituição.

Depois de recolhidos os pareceres favoráveis, foi feita uma apresentação do estudo a todos os elementos do Centro de Saúde de Sete Rios e solicitada a sua colaboração para que identificassem as mulheres que correspondessem às características previamente definidas.

Com o objectivo de perceber qual a dinâmica da equipa de Saúde Materno e Obstetrícia e facilitar uma melhor integração entre investigadores e técnicos, passámos cerca de três meses no Centro de Saúde de Sete Rios onde podámos avaliar qual a metodologia adoptada na prestação de cuidados de saúde às grávidas.

6.3. Instrumentos

Os principais critérios que presidiram à escolha dos instrumentos tiveram em conta a sua adequação aos objectivos e o seu grau de facilidade na aplicação. No âmbito de cada instrumento importa clarificar alguns aspectos que foram relevantes para a sua escolha, nomeadamente o seu formato, metodologia de aplicação, entre outros. Foram aplicados os instrumentos que descrevemos de seguida

6.3.1. Questionário de Caracterização da Amostra (Apêndice: A2)

Foi desenvolvido pelos autores do estudo, tendo como base em outros questionários com idênticos objectivos (Fast *et al*, 1990).

O questionário inclui itens referentes às características sócio-demográficas das grávidas (idade, nacionalidade, estado civil, agregado familiar, habilitações literárias, profissão, paridade, calçado utilizado ao longo da gravidez, actividade física, cirurgia abdominal); itens relacionados com a gravidez propriamente dita (nº de semanas de gestação); itens referentes às variáveis biomecânicas (índice de massa corporal, altura, perímetro abdominal); e itens relativos às características do feto (percentil e posição).

Considerando que estávamos perante um questionário elaborado de raiz pelos investigadores, houve necessidade de o sujeitar a um pré-teste, com o propósito de identificar eventuais dificuldades na sua compreensão, designadamente ao nível da linguagem utilizada e forma de preenchimento.

6.3.2. Métrica Vertebral

Instrumento de avaliação 3D da coluna vertebral descrito no capítulo II, que tem como objectivo principal identificar a posição x, y e z do vértice de cada uma das apófises espinhosas, desde a primeira cervical até à primeira sacrada (Quaresma *et al*, 2009a).

6.3.3. Máquina fotográfica

Câmara digital Sony montada num tripé para a captação de imagens com o objectivo de calcular o centro de gravidade da pessoa analisada, enquanto variável do estudo. As imagens foram posteriormente transferidas para o programa Photoshop® versão 5.5 através do qual identificamos os contornos no corpo e marcamos na imagem a face inferior e posterior do calcâneo.

6.3.4. NIH Record Activity (Apêndice: A1)

Questionário de avaliação, descrito no Capítulo IV, concebido para o indivíduo descrever as actividades que realiza durante 24h, foi desenvolvido para ser usado em indivíduos com alterações nos seus papéis ocupacionais, avaliando o seu desempenho nas actividades que são enumeradas pelo próprio (Gerber e Furst, 1992). No presente estudo foram, apenas, analisadas as questões relacionados com a dor (raquialgia) e a posição adoptada ao longo do dia.

6.3.5. Escala de Depressão Ansiedade e Stress (Apêndice: A3)

Esta escala está aferida para a população portuguesa (Honrado e Ribeiro, 2000), partindo da *Scales Depression Anxiety Stress* (DASS) de Lovibond e Lovibond (1995), com o objectivo de fazer a avaliação de um conjunto de sintomas emocionais negativos, que permitem identificar *score* e avaliar os estados afectivos de depressão, ansiedade e *stress*. É uma escala constituída por 42 itens, que representam um conjunto de frases, que remetem para sintomas emocionais negativos. Para cada frase existem quatro possibilidades de resposta, apresentadas numa escala de Likert, onde o sujeito deve assinalar aquela que se aproxima mais do seu grau de concordância. Os sujeitos avaliam a extensão sobre a qual vivenciaram cada sintoma durante a última semana, numa escala de 4 pontos de severidade/frequência: “não se aplicou nada a mim”; “aplicou-se a mim algumas vezes”; “aplicou-se a mim muitas vezes”; “aplicou-se a mim a maior parte do tempo”.

Na tabela A4, do Apêndice, estão identificadas as cotações atribuídas à referida escala.

Na Tabela 6.1 apresenta-se uma síntese dos instrumentos aplicados no presente estudo bem como a identificação das variáveis analisadas.

Tabela 6. 1: Identificação das variáveis; instrumentos e área

Área Geral	Variáveis	Instrumento
Sócio-demográficas	Idade Raça Altura Paridade Calçado utilizado ao longo da gravidez Altura do Salto do Sapato Actividade física	<i>Questionário de caracterização da amostra</i>
Anatomo-clínicas	Percentil Posição <i>in</i> útero Cirurgia abdominal Índice massa corporal Perímetro abdominal Centro de Gravidade	<i>Questionário de caracterização da amostra</i> <i>Máquina Fotográfica</i>
Biomecânica da coluna vertebral	Posição x, y e z do vértice das apófises espinhosas Ângulos da Coluna Vertebral	<i>Métrica Vertebral</i>
Desempenho Ocupacional	Raquiálgia Número de horas na posição de deitado, sentado e de pé	<i>NIH Record Activity (ACTRE)</i>
Psicologia	Depressão Ansiedade <i>Stress</i>	<i>Escala de Depressão, Ansiedade e Stress (DASS)</i>

6.4. Procedimentos Técnicos

Perante a existência de certas variáveis cuja identificação ou controle nem sempre é garantida, houve necessidade de estabelecer algumas regras com o intuito de diminuir os efeitos de influência ou enviesamento dos resultados obtidos. Assim, definimos os seguintes princípios:

- a recolha dos dados ser efectuada sempre pelo mesmo investigador;
- o método de amostragem ser aleatório;
- a avaliação ser feita no mesmo período do dia em cada uma das grávidas;
- a identificação da posição do *Métrica Vertebral* e do tripé através da colocação de marcas no chão;
- a posição dos pés ser sempre a mesma em todos os momentos da avaliação, durante a aplicação do *Métrica Vertebral* e quando se captaram as fotografias.

No âmbito do estabelecimento da metodologia de procedimentos, entendeu-se por conveniente sujeitar os instrumentos a um pré-teste, com o objectivo de identificar eventuais dificuldades na sua compreensão e preenchimento. Em paralelo, estimou-se o tempo médio despendido na recolha de dados, desde a aplicação dos instrumentos até aos esclarecimentos prestados.

Após a aplicação dos instrumentos, verificámos que não existia necessidade de efectuar qualquer alteração e que a estimativa da duração da recolha dos dados era de 45 minutos.

Todos os instrumentos foram aplicados cumulativamente, em contexto individual, em 4 momentos distintos de avaliação ao longo do período gestacional.

Os instrumentos foram aplicados pela seguinte sequência:

1º- Questionário de caracterização

2º- *NIH Record Activity (ACTRE)*

3º- Escala de Depressão, Ansiedade e *Stress*

4º- Métrica Vertebral

5º- Máquina fotografica

Antes de iniciar a recolha foi solicitado e obtido o consentimento informado a cada uma das grávidas e atribuído um código individual de identificação. No primeiro momento de avaliação (12 semanas de gestação) de cada uma das grávidas foi colocado uma folha branca que abrangia a base do *Suporte do Métrica Vertebral* (debaixo dos pés do sujeito), com a finalidade de traçar os seus contornos, garantindo assim que as posteriores medições fossem efectuadas mantendo os pés na mesma posição.

De seguida descreveremos a metodologia adoptada na aplicação dos instrumentos nos quatro momentos de avaliação, correspondentes às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação. Estes períodos de avaliação foram escolhidos por coincidirem com a recolha de dados clínicos do desenvolvimento fetal, através das ecografias de rotina (12, 20, 32 semanas), e com o final da gravidez (37 semanas).

Quanto aos procedimentos de aplicação dos instrumentos, estes foram os seguintes:

- 1º- iniciou-se o processo de recolha de dados com a aplicação do questionário de caracterização da amostra, o qual foi sempre preenchido pelo avaliador. Alguns itens foram registados somente no 1º momento de avaliação dado serem constantes - é o caso da idade, nacionalidade, habilitações literárias, profissão, paridade, cirurgia abdominal; os restantes itens tiveram de ser recolhidos em todos os momentos da avaliação uma vez que diziam respeito a aspectos específicos de cada período gestacional;
- 2º- imediatamente a seguir, aplicou-se o *NIH Record Activity* sendo sempre preenchido pelo avaliador;
- 3º- de seguida, a grávida preencheu a Escala de Depressão Ansiedade e *Stress*;
- 4º- depois foi aplicado o *Métrica Vertebral* segundo a metodologia definida no Capítulo II;

5º- posteriormente, e ainda com os pés apoiados no *Suporte do Métrica Vertebral*, a grávida foi fotografada num plano sagital (Figura 6.1).



Figura 6. 1: A posição da câmara relativamente à grávida e ao *Métrica Vertebral*

O processo de recolha de dados para o presente estudo demorou, no total, 16 meses.

CAPÍTULO VII – APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

No presente capítulo iremos abordar a apresentação dos resultados do estudo obedecendo à seguinte estrutura: descrição do tratamento estatístico; caracterização demográfica da amostra; análise da posição x, y e z do vértice das apófises espinhosas e dos ângulos das curvaturas; definição detalhada das variáveis consideradas relevantes para relacionar com as alterações biomecânicas da coluna vertebral; e, por último, análise inferencial dos dados, com o objectivo de estabelecer uma relação entre variáveis.

7.1. Tratamento estatístico

Como objecto de estudo consideraram-se as principais alterações biomecânicas da coluna vertebral, identificando como áreas mais relevantes a amplitude do ângulo das curvaturas da coluna vertebral e a posição x, y e z do vértice das apófises espinhosas.

Para analisar os aspectos relacionados com o ângulo das curvaturas aplicaram-se os modelos lineares univariados. Sempre que se procurou verificar a existência de diferenças estatisticamente significativas entre grupos de grávidas, utilizaram-se os seguintes testes (Pestana *et al*, 2008):

- paramétrico – *t-Student* (para efectuar comparações somente entre dois grupos em variáveis dependentes quantitativas com distribuição normal)
- não paramétrico – *Wilcoxon* (quando se pretende comparar duas condições) e o teste de *Kruskal-Wallis* (quando comparamos mais de dois grupos) . Utilizaram-se estes testes para comparar os grupos em variáveis dependentes quantitativas sem distribuição normal.

Na análise da posição x, y e z do vértice das apófises espinhosas aplicaram-se modelos lineares univariados para analisar cada uma das referidas posições de forma isolada ao longo do período de gestação, bem como para as relacionar com as outras variáveis em estudo. De acordo com esta linha de pensamento, utilizaram-se os modelos lineares multivariados para analisar as três variáveis em conjunto, considerando-as como elemento único.

A análise do contributo individual das posições x, y e z de cada uma das vértebras nas posições equivalentes das restantes vértebras, bem como a influência que o ângulo de cada uma das curvaturas tem na adjacente, foi realizada a partir de correlações bivariadas de Pearson.

Na análise das variáveis consideradas relevantes para relacionar com as alterações biomecânicas da coluna vertebral aplicaram-se modelo lineares univariados.

Para todos os dados estatísticos em presença foram calculados valores de média, máximos e mínimos para cada uma das variáveis recolhidas. Calculámos também os intervalos de confiança a 95% que serão, de seguida, graficamente representados.

Todo o tratamento estatístico dos dados foi realizado com o software SPSS® versão 17.0 (www.spss.com) e com R® versão 2.9 (www.R-project.org)

7.2. Dados Demográficos da Amostra

Para a constituição da amostra foram convidadas a participar 55 grávidas (N=55) cujas características correspondiam aos critérios de inclusão no estudo. Apesar de todas terem de imediato aceite o convite, 6 tiveram de ser excluídas da análise, uma vez que não foi possível efectuar a recolha dos dados em um dos momentos da avaliação.

Assim, a amostra é constituída por 49 mulheres com idades compreendidas entre os 19 e os 42 anos, em que a mediana é de 30 anos. A nacionalidade prevalecente nesta amostra é a portuguesa (73,5%) sendo quase todas as mulheres de raça caucasiana (91,8%). A maioria das mulheres é casada ou vive em união de facto (79,6%) e tem um agregado familiar de duas pessoas (65,3%). Relativamente às habilitações, a grande maioria tem habilitações superiores ao 3º ciclo do ensino básico (40,8% ensino secundário e 40,8% ensino superior). Quanto ao exercício da profissão ser realizado em pé ou sentado, cerca de metade exerce a profissão maioritariamente em pé (51%) e 30,6% maioritariamente sentado. A esmagadora maioria é primípara (89,8%) e não efectuou cirurgia abdominal (83,7%) (Tabela 7.1 - Versão completa no Apêndice B1).

Tabela 7. 1: Dados mais relevantes da caracterização da amostra

		Freq.	%
Nacionalidade	Portuguesa	36	73,5
	Estrangeira	13	26,5
	Total	49	100,0
Raça	Caucasiana	45	91,8
	Mestiça	4	8,2
	Total	49	100,0
Idade	Até 30 anos	25	51,1
	Mais de 30 anos	24	49,0
	Total	49	100,0
Estado civil	Casado / União de facto	39	79,6
	Solteiro	9	18,4
	Divorciado / Separado	1	2,0
	Total	49	100,0
Agregado familiar	2 Pessoas	32	65,3
	3 ou mais Pessoas	17	24,5
	Total	49	100,0
Habilitações literárias	Até ao 3ª ciclo (7ª - 9ª)	9	18,3
	Ensino Secundário (10ª - 12ª ano)	20	40,8
	Ensino Superior	20	40,8
	Total	49	100,0
Posição adoptada durante a actividade laboral	Não trabalham	4	8,2
	Sentado	15	30,6
	Pé	25	51,0
	Em pé e sentado	5	10,2
	Total	49	100,0
Cirurgia	Sim	8	16,3
	Não	41	83,7
	Total	49	100,0
Paridade	Primípara	44	89,8
	Múltipara	5	10,2
	Total	49	100,0

7.3. Análise da posição x, y e z do vértice das apófises espinhosas

Após a identificação das médias, máximos, mínimos, desvio padrão e intervalos de confiança a 95% de todas as vértebras pertencentes a cada uma das regiões da coluna vertebral (cervical, dorsal, lombar) para cada um dos momentos de avaliação (12, 20, 32 e 37 semanas de gestação), verificou-se que existem diferenças significativas em cada uma das vértebras (posição x, y e z) ao longo da gravidez, através da aplicação da ANOVA para medidas repetidas (Tabelas B2 e B3).

De seguida descreveremos o comportamento de cada uma das vértebras relativamente à posição x, y e z.

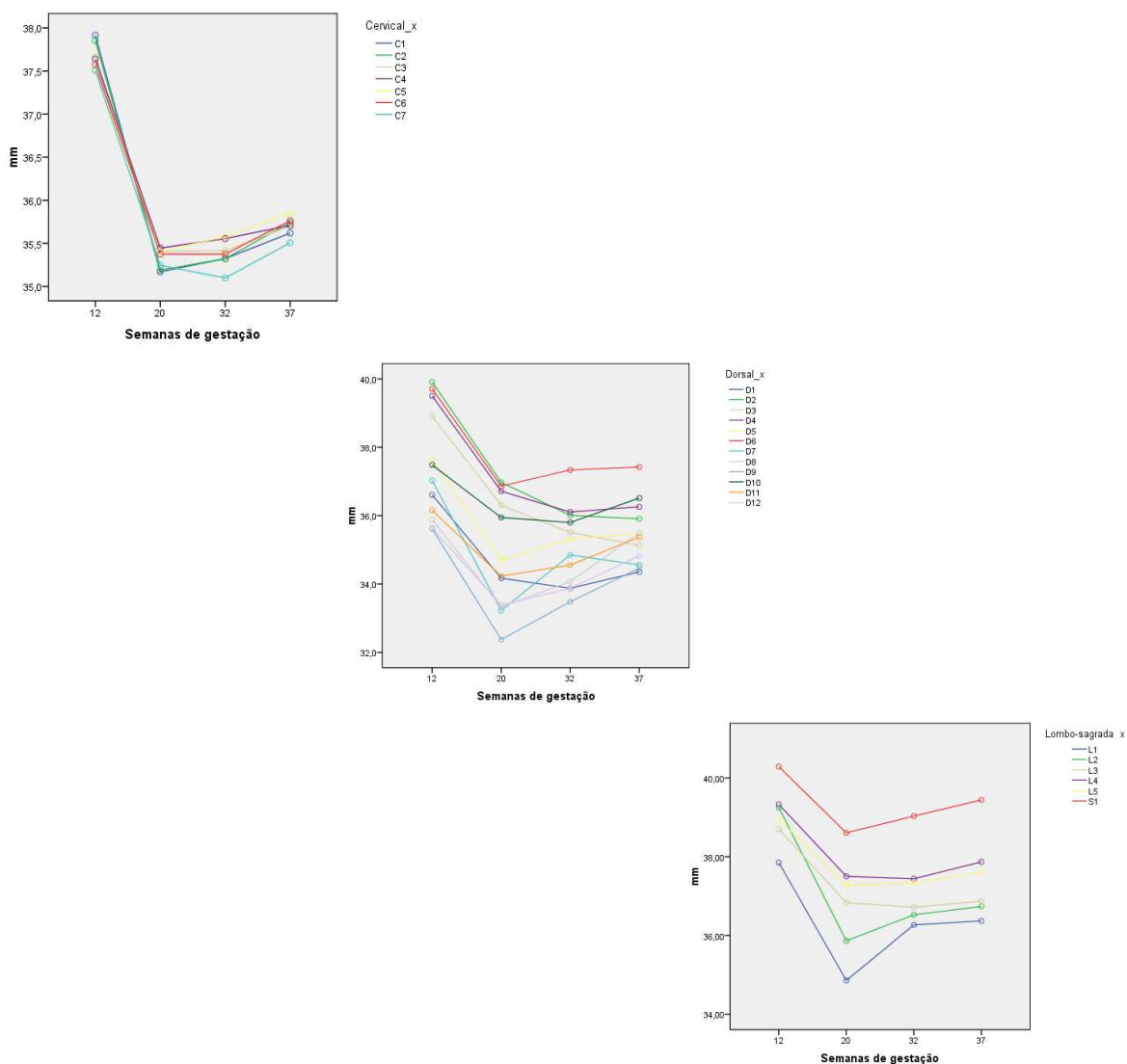


Figura 7. 1: Valor médio para a posição x nas vértebras cervicais (A), dorsais (B) e lombo-sagradas (C)

Em relação à posição x verificámos o seguinte (Figura 7.1):

- na coluna cervical existem diferenças significativas, apenas nas vértebras C1 e C2 entre as 12 e as 20 semanas de gestação. Constatámos que o valor mais alto do intervalos de confiança a 95% é na vertebra C1 (± 3 mm). Verificámos também que essa dispersão em torno da média diminui ao longo da gravidez;

- na coluna dorsal há diferenças significativas da vertebra D2 até à vertebra D6 entre as 12 semanas e os restantes períodos de gestação. Nas vértebras D1, D7, D8, D9, D11 e D12 verificámos que as diferenças significativas ocorrem apenas entre dois momentos de avaliação;
- na coluna lombo-sagrada só existem diferenças significativas nas vértebras L1 e L2 e apenas entre as 12 e as 20 semanas.

Constatámos, também, que há uma diminuição, em média, da posição x em todas as vértebras entre as 12 e as 20 semanas de gestação. Verificámos, também que a dispersão em torno da média é maior nas vértebras cervicais, diminuindo ao longo da coluna vertebral até à primeira sagrada (Tabela B2).

Concluimos que as diferenças significativas que existem entre as vértebras nos quatro momentos de avaliação são mais evidentes ao nível das vértebras dorsais.

Observámos, ainda, que existe uma correlação positiva na posição x do vértice da apófise espinhosa, entre todas as vértebras da mesma região da coluna vertebral, sendo o coeficiente da referida correlação muito forte. Este facto pode ser constantemente observado ao longo do período de gestação, com a única excepção das 32 semanas de gestação e na região lombar (Figura 7.2).

Quando correlacionámos a posição x entre todas as vértebras, desde a primeira cervical até à primeira sagrada, verificámos que existe uma correlação positiva entre elas. Observámos também que as vértebras que estão mais próximas umas das outras apresentam coeficientes mais elevados.

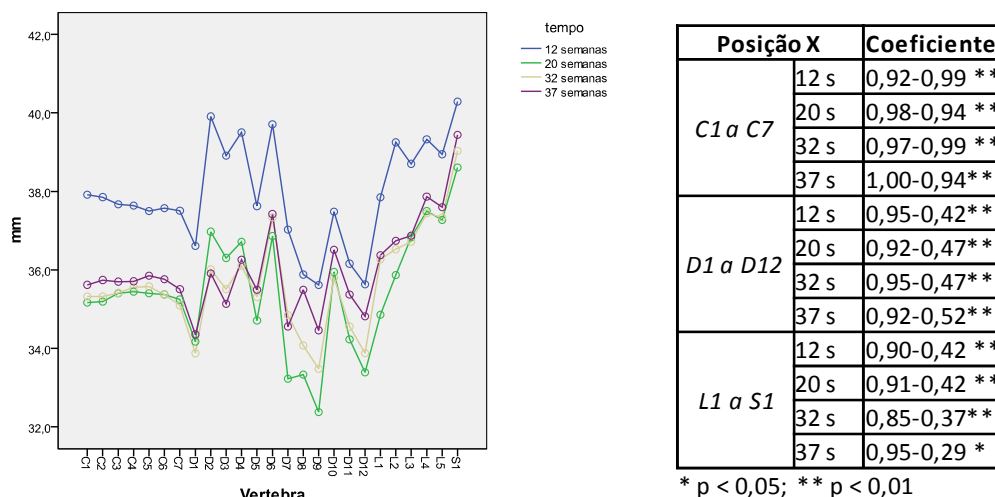


Figura 7. 2: Apresentação da posição X média de cada uma das vértebras (de C1 a S1 às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação: Coeficiente das correlações entre as vértebras (posição X) das regiões cervical, dorsal e lombo-sagrada (dta)

Por este facto, concluímos que a posição x de cada vértebra depende da posição da anterior e da que está a seguir, e assim sucessivamente. Isto implica que sempre que há uma alteração na posição x de uma das vértebras existe uma variação induzida nas outras.

Em relação à posição y verificámos o seguinte (Figura 7.3):

- na coluna cervical há diferenças significativas em todas as vértebras entre as 12 semanas e os restantes momentos de avaliação, com excepção da C4 em que essa diferença é somente entre as 12, as 20 e as 32 semanas de gestação;
- na coluna dorsal há diferenças significativas em todas as vértebras entre as 12 semanas e um dos momentos de avaliação do terceiro trimestre de gravidez (nas 32 ou nas 37 semanas). Apenas na vertebra D11 é que existem diferenças entre os dados observados na primeira recolha e aqueles recolhidos nos restantes momentos de avaliação;
- na coluna lombo-sagrada existem somente diferenças significativas nas vértebras L1 e L2 e unicamente entre as 12 e as 20 semanas.

ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS DA COLUNA VERTEBRAL DURANTE A GRAVIDEZ

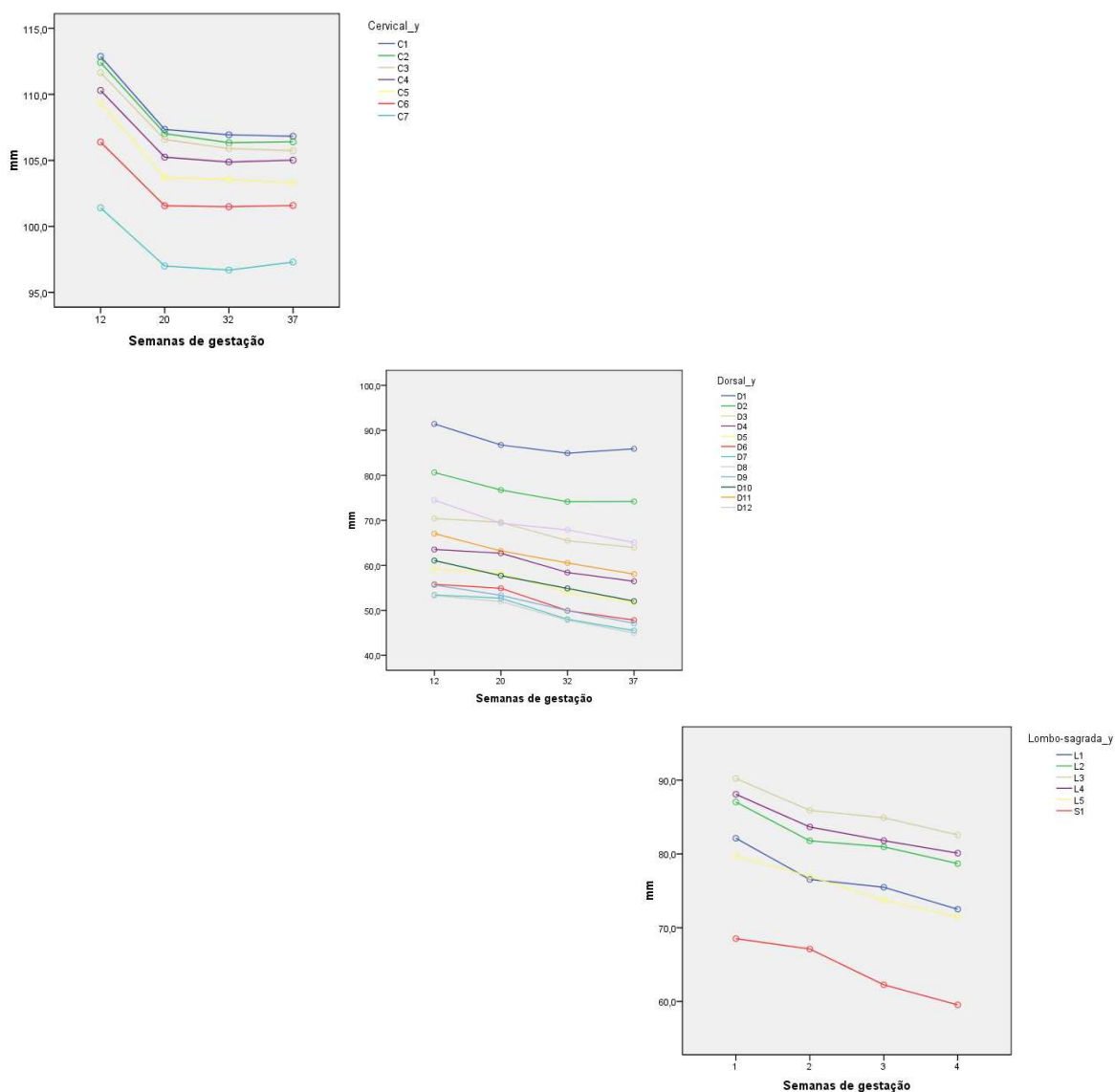


Figura 7. 3: Representação da média na posição Y, das vértebras cervicais (A), dorsais (B) e lombo-sagradas (C)

Por outro lado, na posição y, constatámos diferenças significativas em todas as vértebras em alguns momentos. Verificámos, também, que a posição y em todas as vértebras diminui, em média, entre as 12 para as 20 semanas, enquanto que o intervalo de confiança a 95% varia ligeiramente (Tabela B2 e B3).

Observámos que o coeficiente da correlação da posição y entre todas as vértebras da mesma região às 12, 20, 32 e 37 semanas é significativo. A correlação é muito forte entre as vértebras cervicais e menos forte nas vértebras dorsais (nas que se encontram anatomicamente mais afastadas, por exemplo, entre a D1 e a D10) e nas vértebras lombares

(por exemplo entre a L1 e a L4). No entanto, apesar do coeficiente ser mais baixo, não deixa de ser muito significativo.

Na figura 7.4 podemos verificar que o valor médio na posição y ao longo do tempo sofre uma alteração, revelando uma diminuição da média, principalmente nas vértebras lombares.

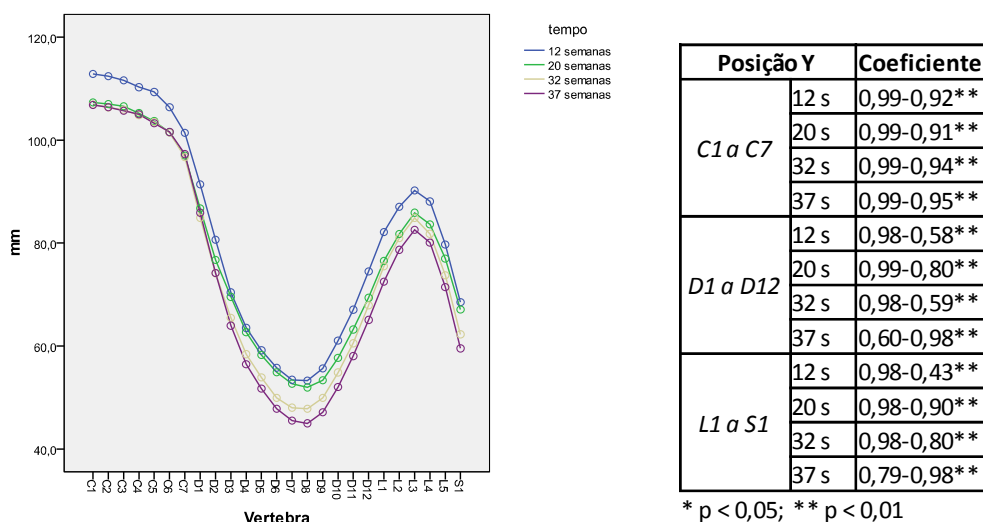


Figura 7. 4: Apresentação da posição y média de cada uma das vértebras (de C1 a S1) às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação; : Coeficiente das correlações entre as vértebras (posição Y) das regiões cervical, dorsal e lombo-sagrada (dto)

Em relação à posição z verificámos o seguinte (Figura 7.5):

- na coluna cervical há diferenças significativas em todas as vértebras apenas às 37 semanas quando comparadas com os outros momentos de avaliação;
- na coluna dorsal não existem diferenças significativas nas vértebras D5 a D12 entre os momentos de avaliação. Somente nas vértebras D1 a D4 é que existem diferenças entre o primeiro momento e alguns dos restantes momentos de avaliação;
- na coluna lombo-sagrada não existem diferenças significativas em todas as vértebras ao longo da gravidez.

Concluimos, assim, que na posição z existe um menor número de vértebras que variam de forma significativa ao longo da gravidez (Tabela B2).

ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS DA COLUNA VERTEBRAL DURANTE A GRAVIDEZ

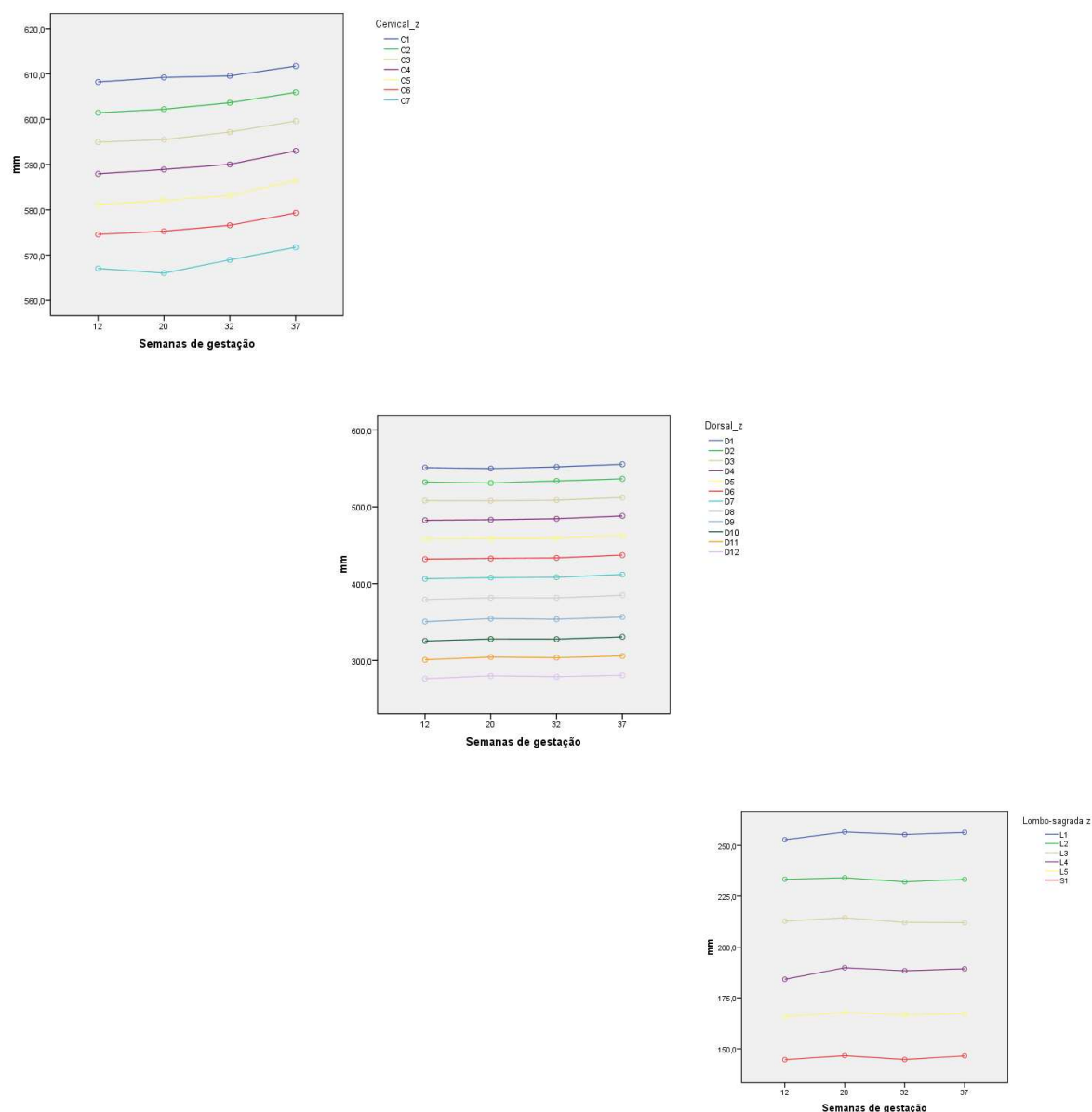


Figura 7. 5: Valor médio para a posição z nas vértebras cervicais (A), dorsais(B) e lombo-sagradas (C)

Na Figura 7.5, observámos que a correlação entre cada uma das vértebras de cada uma das regiões é muito forte em todos os momentos da avaliação. Constatámos que a variabilidade entre as 12, 20, 32 e 37 semanas de cada uma das vértebras é muito pequena. Como seria de esperar, verificámos que as vértebras da região cervical são as que apresentam valores mais elevados, enquanto que a primeira sacrada tem o valor mais baixo.

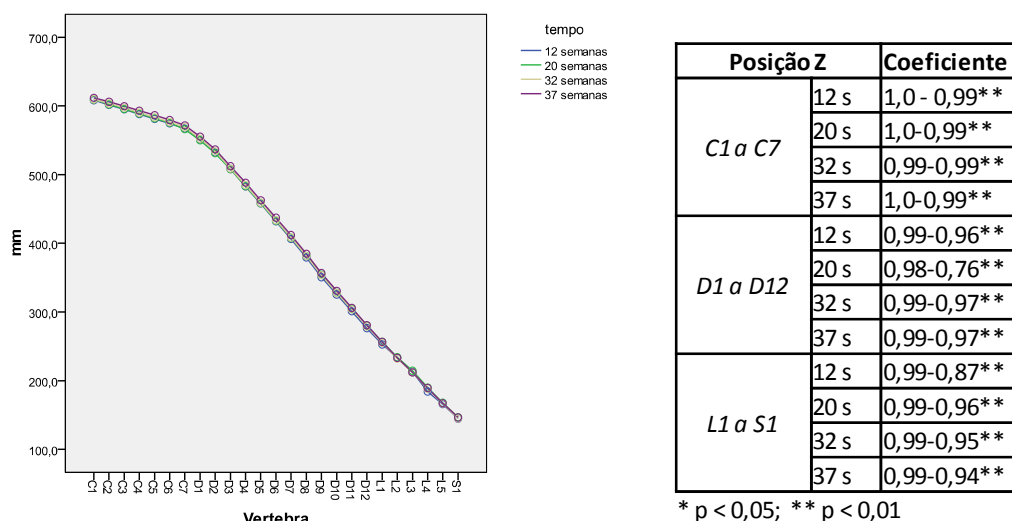


Figura 7. 6: Apresentação da posição z média de cada uma das vértebras (de C1 a S1) às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação; Coeficiente das correlações entre as vértebras (posição Z) das regiões cervical, dorsal e lombo-sagrada (dto)

Ao correlacionarmos a totalidade das vértebras da coluna vertebral em cada um dos momentos, verificamos que o coeficiente varia entre 1 e 0,93, o que significa que a posição Z de cada uma das vértebras está fortemente relacionada com a mesma posição das restantes vértebras (Figura 7.6).

Da análise efectuada, achamos importante destacar o facto de que a posição x, y e z de cada uma das vértebras está dependente da posição das outras vértebras. Ao observarmos os valores médios nos diferentes momentos de avaliação, concluímos que a uma alteração de uma das posições corresponde uma variação similar das restantes vértebras, em que todas se ajustam em conformidade movimentando-se de forma correlacionada.

7.4. Análise dos Ângulos da Lordose Cervical, Cifose Dorsal e Lordose Lombar

A análise dos ângulos da lordose lombar, cifose dorsal e lordose cervical revelou que a média dos ângulos, bem como a respectiva dispersão, variam ao longo da gravidez (Figura 7.7). Pela observação dos dados depreende-se, também, que o padrão de comportamento da amplitude do ângulo de cada uma das curvaturas é distinto.

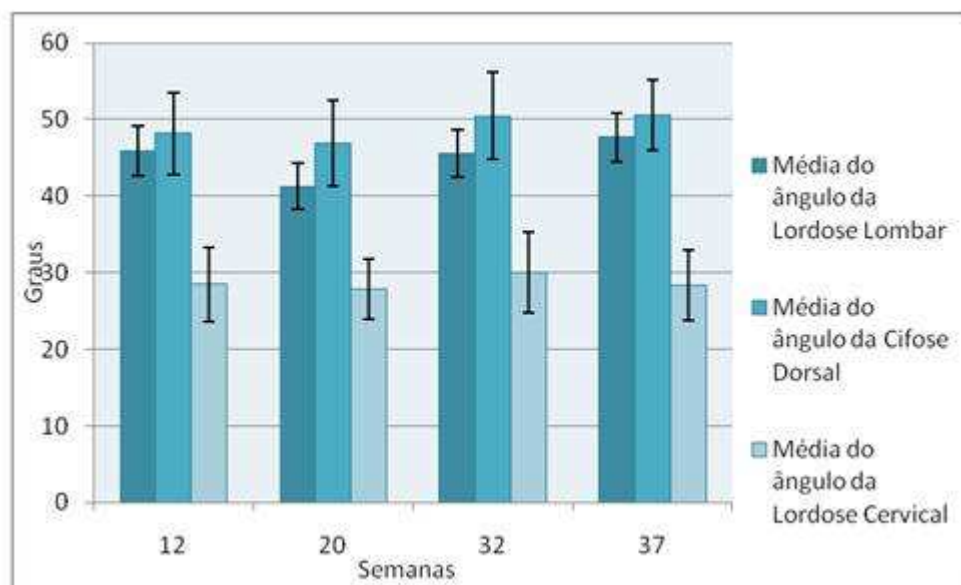


Figura 7. 7: Médias e intervalos de confiança a 95% para os ângulos da Lordose Cervical, Cifose Dorsal e Lordose Lombar às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação

Observámos que a lordose cervical diminui, em média, apenas 0,6° entre as 12 e as 20 semanas de gestação, enquanto que das 20 para as 32 semanas aumenta, em média, 2,2° e às 37 semanas volta a diminuir, em média, 1,6°.

Em relação à cifose dorsal, verificámos que o ângulo às 20 semanas de gestação começa por aumentar, em média, 1,3°, às 32 semanas diminuiu, em média, 3,5° e às 37 semanas continua a diminuir com uma menor amplitude, em média, apenas 0,1°.

Relativamente à lordose lombar, observámos que o ângulo às 20 semanas diminui, em média 4,6°, às 32 semanas aumenta, em média, 4,3°, às 37 semanas verificamos que continua a aumentar (2,1°).

Concluimos que, entre as 12 e as 37 semanas de gestação, o ângulo da lordose lombar e cifose dorsal, em média, aumenta 1,8° e 2,4°, respectivamente. Por sua vez, o ângulo da lordose cervical, em média, diminui apenas 0,1°.

Ao aplicar o teste de significância do coeficiente da regressão linear de um momento de avaliação para o momento seguinte, verificamos que não existem diferenças significativas no ângulo das curvaturas ao longo da gravidez, excepto na lordose lombar entre as 12 e as 20 semanas de gestação ($p < 0,05$).

Durante a recolha de dados, e apenas através da observação clínica, presumimos que a diferença dos ângulos entre dois momentos sucessivos poderia ser diferente ao longo da gravidez. Perante a ausência de estudos neste domínio, decidimos comparar a diferença dos ângulos entre dois momentos de avaliação, consecutivos, com a diferença homóloga entre os dois momentos de avaliação imediatamente a seguir. Verificamos que existe uma correlação negativa.

Tabela 7. 2: Avaliação do coeficiente e *p-value* relativamente à comparação entre a diferença dos ângulos da lordose lombar, cifose dorsal e lordose cervical em dois momentos consecutivos com os dois momentos de avaliação imediatamente a seguir

Diferença entre ângulos		Coeficiente	p-value
Lordose Lombar	$\Delta(12-20)$ vs $\Delta(20-32)$ semanas	-0,57	$7,38 \cdot 10^{-5}$
	$\Delta(20-32)$ vs $\Delta(32-37)$ semanas	-0,34	0,007
Cifose Dorsal	$\Delta(12-20)$ vs $\Delta(20-32)$ semanas	-0,39	0,008
	$\Delta(20-32)$ vs $\Delta(32-37)$ semanas	-0,43	0
Lordose Cervical	$\Delta(12-20)$ vs $\Delta(20-32)$ semanas	-0,48	0,002
	$\Delta(20-32)$ vs $\Delta(32-37)$ semanas	-0,51	$3,31 \cdot 10^{-5}$

Através da tabela 7.2 observamos que essa diferença é estatisticamente significativa ($p < 0,001$). Concluimos que quando o ângulo de uma curvatura aumenta entre as 12 e as 20 semanas de gestação, diminui entre as 20 e as 32 semanas e volta a aumentar entre as 32 e as 37 semanas de gestação.

Por outro lado, da análise dos dados, surgiu a dúvida relativamente ao comportamento da amplitude dos ângulos ao longo da gravidez.

Para testar esta hipótese, e tendo em conta os ângulos registados em dois momentos consecutivos, tomando como referência as 12 semanas, formaram-se dois grupos de grávidas: um em que o ângulo aumenta entre dois momentos sucessivos; outro onde o ângulo diminui entre esses dois momentos.

Procedeu-se à comparação com o ângulo de cada uma das curvaturas nos quatro momentos de avaliação e verificou-se que existem diferenças significativas nos dois grupos nos vários momentos, relativamente a todos os ângulos. Observou-se, por exemplo, que a média do ângulo da lordose lombar às 12 semanas é a seguinte (Figura 7.8):

- 36,9° (IC95% 27,0–46,8) - grupo de mulheres em que o ângulo sobe das 12 para as 20 semanas
- 50,6° (IC95% 41,4–59,8) - grupo de mulheres em que o ângulo desce das 12 para as 20 semanas

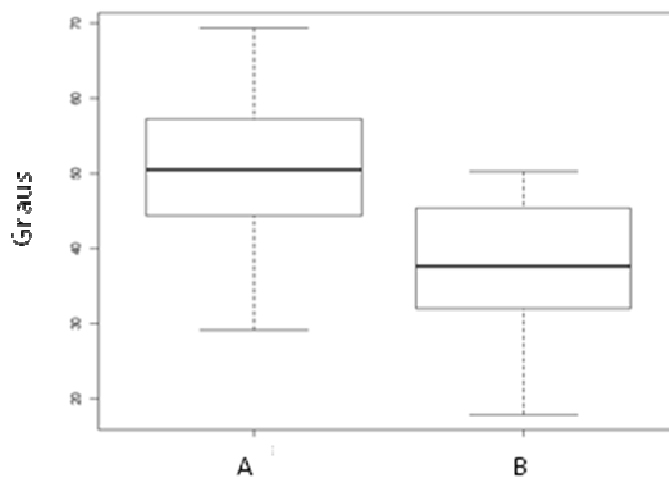


Figura 7. 8: A diferença entre as 12 e as 20 semanas do ângulo da lordose lombar relativamente ao grupo de grávidas em que o ângulo aumenta (A) e ao grupo de mulheres em que o ângulo diminui (B)

Concluimos que, apesar de não existirem diferenças significativas nos ângulos das curvaturas ao longo da gravidez, verificamos que esses mesmos ângulos oscilam de forma significativa ao longo do período gestacional. Isto é, quando aumentam das 12 para as 20 semanas, diminuem das 20 para as 32 e voltam a aumentar das 32 às 37 semanas de gestação.

Apuramos também que a referida alteração no ângulo das 12 para as 20 semanas se comporta de forma oposta tendo em conta o ângulo que cada grávida apresenta às 12 semanas. Assim, por exemplo, se o valor médio da amplitude identificado no primeiro momento de avaliação for de 50,8°, verifica-se que esse ângulo descera no período seguinte, voltando a subir no subsequente.

7.5. Análise das variáveis consideradas relevantes para o estudo

Neste capítulo analisou-se, de forma individual, todas as variáveis que posteriormente são relacionadas com a posição x, y e z do vértice de cada uma das apófises espinhosas e com os ângulos das curvaturas da coluna vertebral.

Fizemos a análise de frequência para cada uma das variáveis e comparamos os quatro momentos da recolha dos dados (12, 20, 32 e 37 semanas de gestação). As variáveis presentemente em análise são: perímetro abdominal; centro de gravidade (componente X e Y); altura; índice de massa corporal; tipo de calçado; prática de exercício físico; posição do feto *in útero*; número de horas na posição de sentado, de pé, deitado nos períodos de manhã, tarde e noite; raquialgia.

7.5.1. Perímetro abdominal

Relativamente ao perímetro abdominal verificamos a existência de diferenças significativas entre todos os momentos de avaliação ($p \leq 0,001$) ao aplicarmos a ANOVA para medidas repetidas. Observamos, também, que o desvio padrão é maior às 12 e 20 semanas, diminuindo para 6,3 cm e 6,8 cm às 32 e 37 semanas de gestação (Tabela B4).

Das 12 para as 20 semanas houve em média um aumento de 7,5 cm, das 20 semanas para as 32 semanas o aumento é idêntico (7,3 cm) e das 32 para as 37 semanas o aumento é em

média de 4,4 cm, sendo a diferença do primeiro momento de avaliação para o último de 19,2 cm (Figura 7.9).

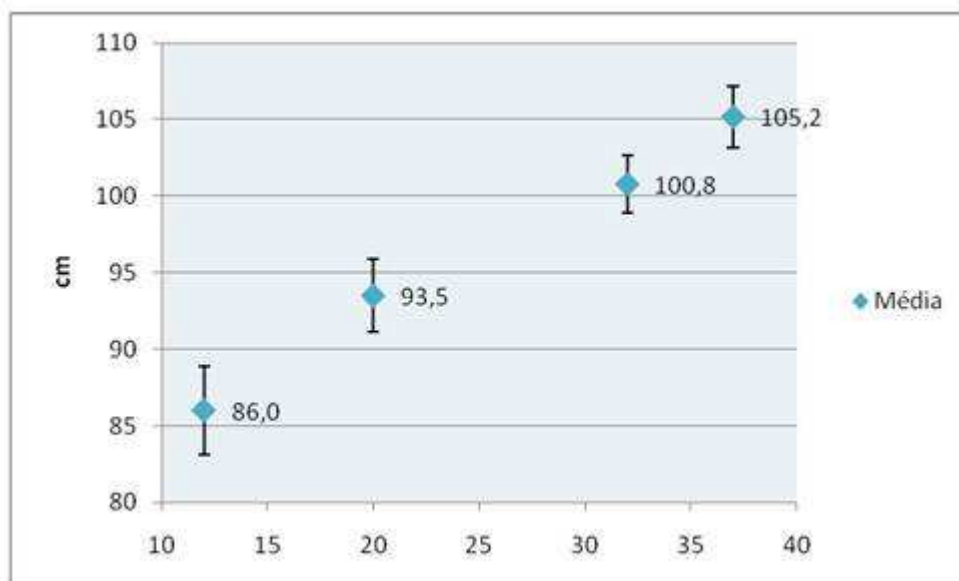


Figura 7. 9: Média e intervalos de confiança a 95% da variável Perímetro Abdominal às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação

7.5.2. Centro de Gravidade

Com o objectivo de calcular o centro de gravidade inserimos cada uma das imagens (4 fotografias por grávida) no programa Python versão 4.1 que efectuou o cálculo da componente X e Y do centro de gravidade com base na marca efectuada na fase inferior e posterior do calcâneo (Figura 7.10).

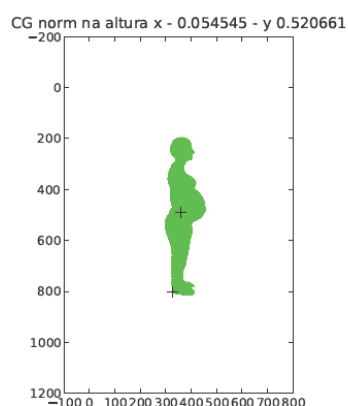


Figura 7. 10: Imagem do resultado do cálculo do Centro de gravidade (componente X e Y) de uma grávida às 37 semanas de gestação

Realçamos que esta variável é analisada sob uma perspectiva bidimensional tendo em conta as alterações que se produzem nos componentes X e Y.

Em relação ao componente X, verificámos que não existem diferenças significativas no centro de gravidade entre os 3 primeiros momentos de avaliação depois de aplicarmos a ANOVA para medidas repetidas. No entanto essa diferença torna-se estatisticamente significativa no quarto momento de avaliação (Tabela B5).

Observámos que nos três primeiros momentos de avaliação as médias variam entre 97,4mm e 100,0, às 12, 20 e 32 semanas de gestação, contudo o momento 4 (37 semanas) destaca-se por revelar uma média significativamente mais alta (110,6mm) comparativamente com as médias das 12, 20 e 32 semanas (Figura 7.11)

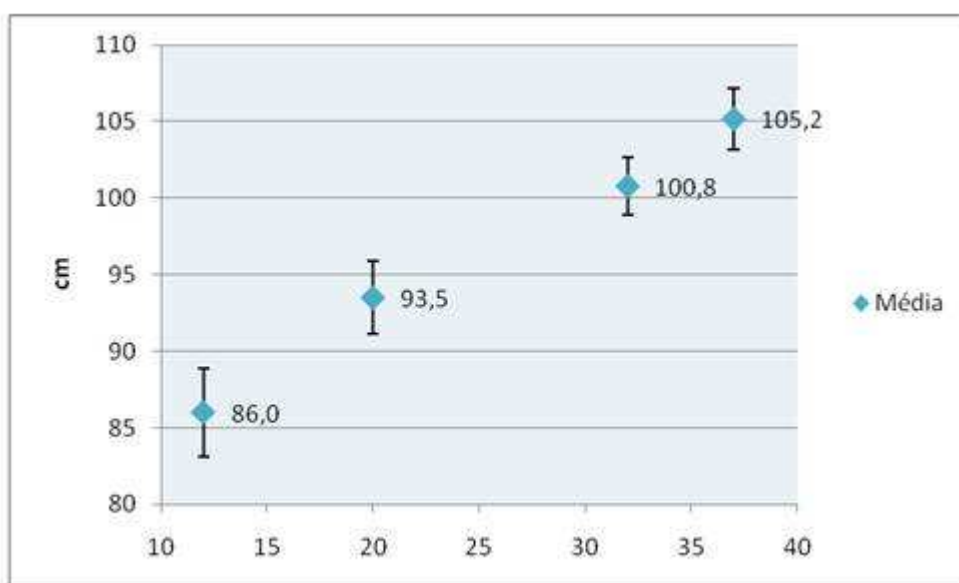


Figura 7. 11: Média e intervalos de confiança a 95% da componente X do Centro de Gravidade às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação

No que diz respeito ao componente Y, a aplicação da ANOVA para medidas repetidas não revelou a existência de diferenças significativas no centro de gravidade entre os 4 momentos de avaliação, oscilando as médias entre 851,3 e 857,4 mm (Figura 7.12 e Tabela B6).

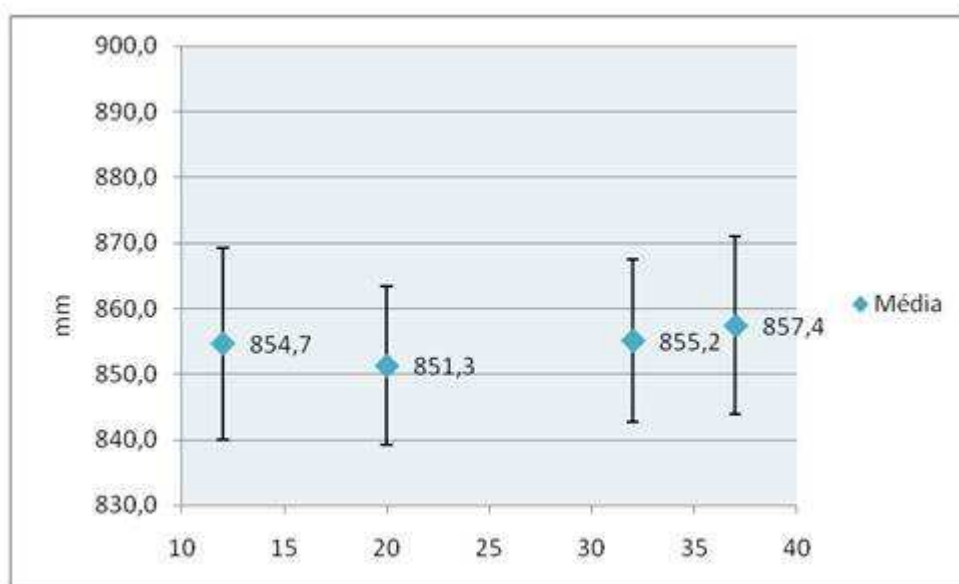


Figura 7. 12: Média e intervalos de confiança a 95% da componente Y do Centro de Gravidade às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação

7.5.3. Altura

Em relação à outra variável em estudo - a altura das mulheres - constatámos que esta oscila entre os 1470,0 mm e os 1760,0 mm, sendo a mediana de 1620,0 mm e a dispersão em torno deste valor 67,9 mm (Tabela B7).

7.5.4. Índice de massa corporal

Relativamente ao índice de massa corporal (IMC) das mulheres, salientamos que esta variável começou por ser identificada na sequência da primeira avaliação, onde se determinou o IMC antes do período gestacional. Observou-se que este índice varia entre os 17,9 kg/m² e os 36,0 kg/m², sendo a média de 23,4 kg/m² e a dispersão em torno deste valor de 4,1 kg/m² (desvio padrão) (Tabela B8). Existem dois *outliers* na amostra, ou seja, duas mulheres que partem para a gravidez com um IMC muito elevado (Mulher 33 - 36,1 kg/m², Mulher 28 - 32,9 kg/m²) (Figura 7.13).

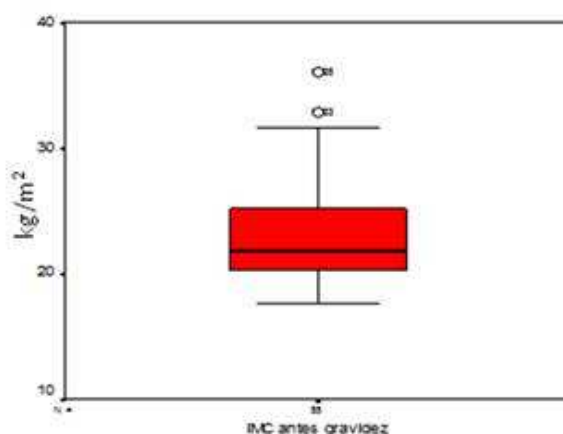


Figura 7. 13: Índice de Massa Corporal antes da Gravidez

Em relação ao índice de massa corporal registado a partir das 12 semanas de gravidez, verificámos a existência de diferenças significativas entre todos os momentos de avaliação, após aplicarmos a ANOVA para medidas repetidas (Tabela B9).

Ao longo do período de gestação verificamos que o IMC teve a seguinte evolução: das 12 para as 20 semanas cresceu, em média, $1,2 \text{ kg/m}^2$; das 20 para as 32 semanas o aumento, em média, é de $1,7 \text{ kg/m}^2$; das 32 para as 37 semanas subiu, em média, $1,1 \text{ kg/m}^2$. Assim, do primeiro para o último momento verifica-se portanto um aumento em média de $4,0 \text{ kg/m}^2$ (Figura 7.14).

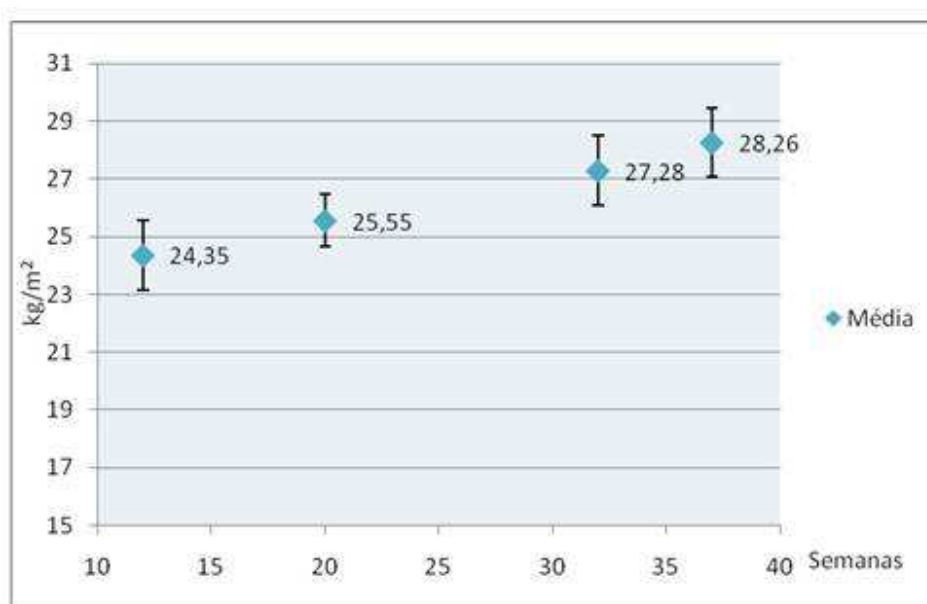


Figura 7. 14: Média e intervalos de confiança a 95% do Índice de Massa Corporal às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação

7.5.5. Tipo de calçado

Outra das variáveis em estudo é o tipo de calçado mais utilizado pelas grávidas da amostra. Ao longo da avaliação constatou-se que as mulheres usam chinelos com mais frequência nos últimos momentos de avaliação: enquanto às 12 semanas apenas duas mulheres (4,1%) referiam o uso de chinelos, às 37 semanas já são doze mulheres (24,5%) a mencionar o uso desse calçado (Tabela 7.3).

Tabela 7. 3: Análise de frequências: tipo de calçado usado nos 4 momentos de avaliação

	Momento 1 12 Semanas		Momento 2 20 Semanas		Momento 3 32 Semanas		Momento 4 37 Semanas	
	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%
Sapato	26	53,1%	28	57,1%	32	65,3%	31	63,3%
Sapato+Botas	8	16,3%	7	14,3%	3	6,1%	1	2,0%
Sapato+Tenis	9	18,4%	6	12,2%	4	8,2%	3	6,1%
Tenis	2	4,1%	1	2,0%	1	2,0%	2	4,1%
Tenis+Botas	1	2,0%	1	2,0%	1	2,0%	0	,0%
Tenis+Sabrinhas	1	2,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%
Chinelos	2	4,1%	6	12,2%	8	16,3%	12	24,5%
Total	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%

7.5.6. Prática de Exercício Físico

No respeitante à prática de exercício físico, a aplicação da ANOVA de Friedman, mostrou a existência de diferenças significativas nesta variável entre os momentos de avaliação. Sendo certo que a esmagadora maioria das mulheres não pratica exercício em qualquer dos momentos de avaliação constata-se, no entanto, que entre aquelas que o fazem, existe uma diminuição ou até mesmo paragem dessa prática a partir das 32 semanas. De facto, enquanto que, às 12 semanas, 14,3% pratica exercício uma a três vezes por semana, às 32 e 37 semanas essa percentagem é respectivamente de 6,3% e 8,1% (Tabela 7.4).

Tabela 7. 4: Prática de exercício físico: comparação dos 4 momentos de avaliação – análise de frequências e ANOVA de Friedman

Exercício Físico	Momento 1 12 Semanas		Momento 2 20 Semanas		Momento 3 32 Semanas		Momento 4 37 Semanas		ANOVA de Friedman
	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	
Não Praticam	42	85,7%	44	89,8%	45	93,8%	45	91,8%	$\chi^2 (3)=8,4$ $p = 0,04$
Uma vez	0	,0%	0	,0%	1	2,1%	1	2,0%	
Duas vezes	4	8,2%	3	6,1%	1	2,1%	1	2,0%	
Três vezes	3	6,1%	1	2,0%	1	2,1%	2	4,1%	
Quatro vezes	0	,0%	1	2,0%	0	,0%	0	,0%	
Total	49	100,0%	49	100,0%	48	100,0%	49	100,0%	

7.5.7. Posição *in Útero*

Relativamente à posição *in útero*, constata-se que às 12 semanas a posição predominante é irregular/variável (61,2%), ao passo que às 20 semanas cerca de metade dos fetos está na posição cefálica (51%) e os restantes nas posições transversa (22,4%) e pélvica (26,5%). Nos últimos dois momentos de avaliação (32 e 37 semanas) a esmagadora maioria está na posição cefálica (91,8% e 95,9% respectivamente) (Tabela 7.5).

Tabela 7. 5: Análise de frequências: Posição *in Útero* - comparação dos 4 momentos de avaliação

Posição <i>in útero</i>	Momento 1 12 Semanas		Momento 2 20 Semanas		Momento 3 32 Semanas		Momento 4 37 Semanas	
	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%
Transverso	7	14,3%	11	22,4%	1	2,0%	0	,0%
cefálico	3	6,1%	25	51,0%	45	91,8%	47	95,9%
pélvico	7	14,3%	13	26%	3	6%	2	4%
irregular/variável	30	61,2%	0	,0%	0	,0%	0	,0%
cefálico longitudinal	1	2,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%
pélvico longitudinal	1	2,0%	0	,0%	0	,0%	0	,0%
Total	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%

7.5.8. Número de horas seguidas na posição de sentado, deitado e de pé

De seguida, efectuou-se a análise do número de horas seguidas que as grávidas adoptaram na posição de pé, sentado e deitado nos períodos de manhã, tarde e noite.

Período de manhã:

Em relação à posição de sentado (Tabela 7.6), verificamos que há diferenças significativas entre o 1º momento de avaliação e os restantes, notando-se que as mulheres começam a passar cada vez menos tempo na referida posição. Assim, enquanto que às 12 semanas a maioria passava mais de 15 minutos consecutivos na posição de sentada (59,2%), a partir das 20 semanas poucas mulheres adoptam essa posição por mais de 15 minutos (20 semanas: 22,4%; 32 semanas: 20,4%; 37 semanas: 16,30%).

Tabela 7. 6: Análise de frequências e ANOVA de Friedman: número de horas na posição sentado de manhã : comparação dos 4 momentos de avaliação

Manhã Posição sentado	Momento 1 12 Semanas		Momento 2 20 Semanas		Momento 3 32 Semanas		Momento 4 37 Semanas		ANOVA de Friedman
	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	
Não adoptou	20	40,8%	38	77,6%	39	79,6%	41	83,7%	$\chi^2 (3)=34,8$ $p = 0,000$
15 minutos a	23	46,9%	5	10,2%	5	10,2%	5	10,2%	
1 hora e									
meia									
Entre 1 hora	3	6,1%	3	6,1%	3	6,1%	1	2,0%	
e meia e 3									
horas									
Mais de 3	3	6,1%	3	6,1%	2	4,1%	2	4,1%	
horas									
Total	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	

Relativamente à posição de pé (Tabela 7.7) existem diferenças significativas entre o 1º momento e os restantes momentos de avaliação, ou seja, as mulheres começam a passar cada vez menos tempo em pé no período da manhã. Assim, às 12 semanas a maioria (63,20%) está mais de 15 minutos consecutivos nessa posição, enquanto que nos restantes momentos essa percentagem desce para 46,9% às 20 semanas, 55,1% às 32 semanas e 47% às 37 semanas.

Tabela 7. 7: Análise de frequências e ANOVA de Friedman: número de horas na posição de Pé de Manhã -comparação dos 4 momentos de avaliação

Manhã posição de pé	Momento 1 12 Semanas		Momento 2 20 Semanas		Momento 3 32 Semanas		Momento 4 37 Semanas		ANOVA de Friedman
	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	
Não adoptou	18	36,7%	26	53,1%	22	44,9%	26	53,1%	$\chi^2 (3)=10,8$ $p = 0,01$
15 minutos a 1 hora e meia	23	46,9%	20	40,8%	24	49,0%	19	38,8%	
entre 1 hora e meia e 3 horas	7	14,3%	2	4,1%	3	6,1%	4	8,2%	
Mais de 3 horas	1	2,0%	1	2,0%	0	0,0%	0	0,0%	
Total	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	

Período da tarde:

Ao analisarmos o número de horas na posição de sentado verificámos que não há diferenças significativas entre as 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação. A maioria passa entre 15 minutos a 1 hora e meia consecutivas nesta posição (entre 69,4% a 75,5%) nos quatro momentos de avaliação (Tabela B10).

Tabela 7. 8: Análise de frequências e ANOVA de Friedman: número de horas na posição Deitado de Tarde - comparação dos 4 momentos de avaliação

Tarde posição Deitado	Momento 1 12 Semanas		Momento 2 20 Semanas		Momento 3 32 Semanas		Momento 4 37 Semanas		ANOVA de Friedman
	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	
Não adoptou	44	89,8%	46	93,9%	36	73,5%	40	81,6%	$\chi^2 (3)=12,9$ $p = 0,005$
15 minutos a 1 hora e meia	4	8,2%	2	4,1%	8	16,3%	6	12,2%	
Entre 1 hora e meia e 3 horas	0	,0%	1	2,0%	4	8,2%	3	6,1%	
Mais de 3 horas	1	2,0%	0	,0%	1	2,0%	0	,0%	
Total	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	

Em relação à posição de deitado (Tabela 7.8), embora haja muito poucas mulheres que a adoptem, constatamos que existem diferenças significativas entre o 3º momento e os

restantes. Observámos que às 32 semanas essa percentagem é mais elevada (27,1%), comparativamente com as 12 semanas (8,4%), às 20 semanas (6,1%) e 37 semanas (18,2%).

Em relação à posição de pé (Tabela B11) verificámos que não há diferenças significativas entre os quatro momentos de avaliação no número de horas em que as mulheres adoptam esta posição. Em todos os momentos, cerca de metade das mulheres não permaneceu de pé e entre as restantes que o fizeram predominou o período entre 15 minutos e uma hora e meia.

Período da noite:

Relativamente à posição de sentado (Tabela B12) observou-se que não há diferenças significativas entre os quatro momentos de avaliação no número de horas em que as mulheres permanecem sentadas. Em todos os momentos verificámos que entre 73,5% e 83,7% das mulheres estão entre 15 minutos a uma hora e meia nesta posição.

Em relação à posição de pé (Tabela B13) verificámos que não há diferenças significativas entre os quatro momentos de avaliação. Em todos os momentos, a maioria das mulheres (98%) não assume esta posição no período da noite.

Na posição de deitado (Tabela B14) constatámos que não há diferenças significativas entre os quatro momentos de avaliação no número de horas em que as mulheres adoptam esta posição. Nos quatro momentos da avaliação, a esmagadora maioria adopta essa posição por um período superior a 6 horas e meia (entre 91,9% a 96%), havendo uma distribuição equilibrada entre quem passa seis horas e meia a oito horas e meia nessa posição e quem passa mais de oito horas e meia deitada.

Observando a análise de frequência para cada um dos momentos (12, 20, 32 e 37 semanas), relativamente ao número de horas na posição de sentada, de pé e de deitada nos períodos de manhã, tarde e noite, verificámos que as grávidas assumem mais tempo a mesma posição nos períodos da tarde e noite (Tabela B12, B13 e B14).

Observou-se que em relação à posição de sentado existem diferenças significativas ($p=0,00$) às 12, 20, 32 e 37 semanas entre os três períodos do dia (Tabela B15).

Em relação à percentagem de mulheres que adoptaram a posição de sentado verificou-se o seguinte (Figura 7.15):

- às 12 semanas, 59,1% assumem esta posição no período de manhã, 84,7% no período da tarde e 83,7% no período da noite;
- às 20 semanas, apenas 22,4% das grávidas adoptam a referida posição no período de manhã, 89,8% no período da tarde e 83,7% no período da noite;
- às 32 semanas, 20,4% adoptam a posição de sentado no período da manhã, 82,7% no período da tarde e 83,7% no período da noite;
- às 37 semanas, 16,3% no período da manhã, 89,7% no período da tarde e 91,8% no período da noite.

Constatámos que é sempre no período da tarde que algumas grávidas adoptam mais tempo (mais de 3 horas) a posição de sentado (às 12 semanas: 8,2%; às 20 semanas: 4,1%; 32 e 37 semanas: 2,0%) (Tabela B15).

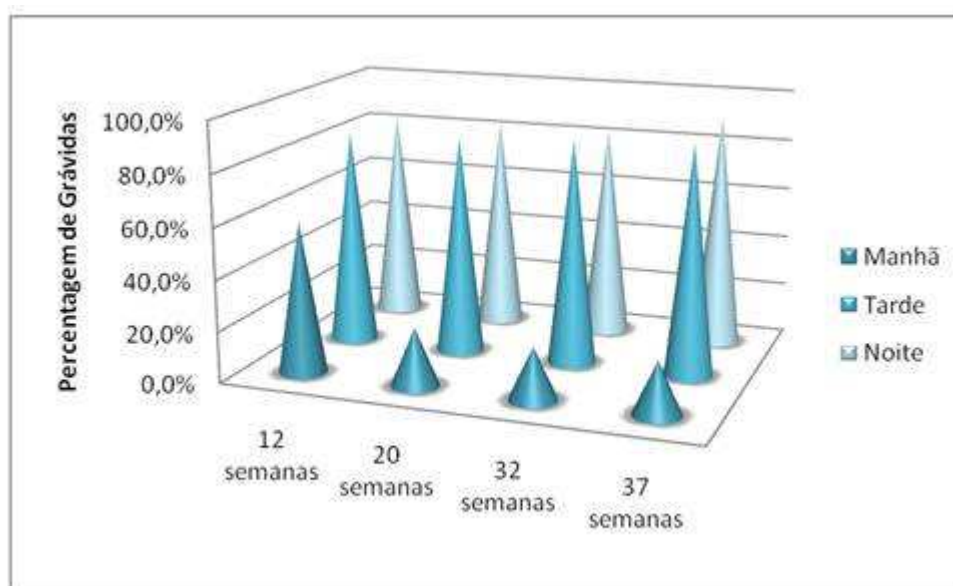


Figura 7. 15: Percentagem de grávidas que adoptam a Posição de Sentado nos períodos: manhã; tarde; noite

Em relação à posição de pé verificámos que a percentagem de grávidas que adoptou esta posição foi a seguinte (Figura 7.16 e Tabela B16):

- às 12 semanas, 66,2% no período da manhã, 55,1% no período da tarde e apenas 2% no período da noite;

- às 20 semanas, 46,9% assumem esta posição no período da manhã, 51,1% no período da tarde e somente 2% no período da noite;
- às 32 semanas, 55,1% no período da manhã, 49,0% no período da tarde e 2% no período da noite;
- às 37 semanas, 47,0 % no período da manhã, 47,0% no período da tarde e 2% no período da noite.

Verificámos que é no período da tarde que as mulheres adoptam mais tempo a posição de pé. Constatámos, também que, neste período do dia, duas grávidas estão, em todos os momentos da avaliação, mais de 3 horas nesta posição.

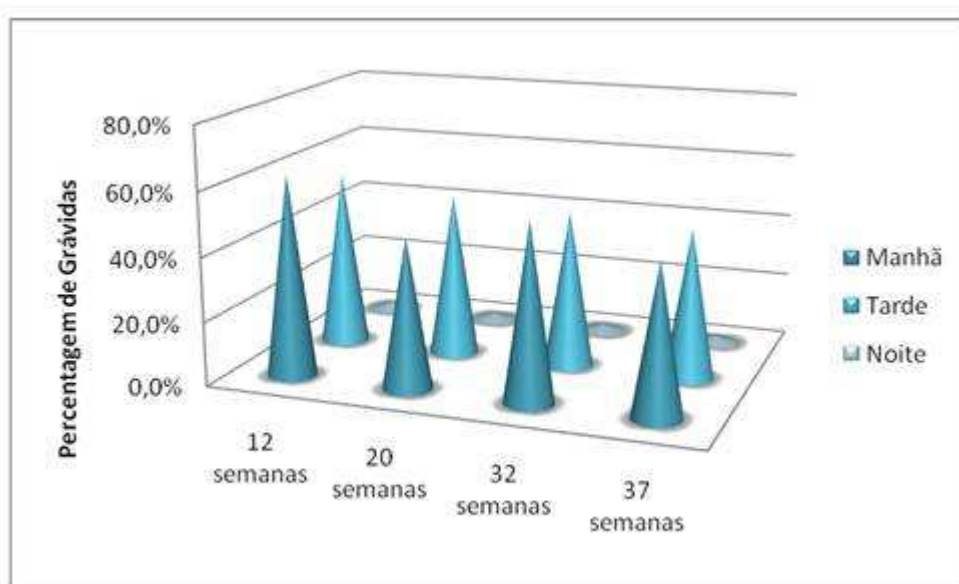


Figura 7. 16: Percentagem de grávidas que adoptam a Posição de Pé nos períodos: manhã; tarde; noite

Para analisar o número de horas seguidas na posição de deitado optámos por agrupar o período da manhã e da noite, uma vez que corresponde ao intervalo de tempo em que as mulheres estavam a dormir. Por este facto, 100% das grávidas adoptam esta posição no período da noite e manhã em todos os momentos de avaliação (Figura 7.17 e Tabela B17).

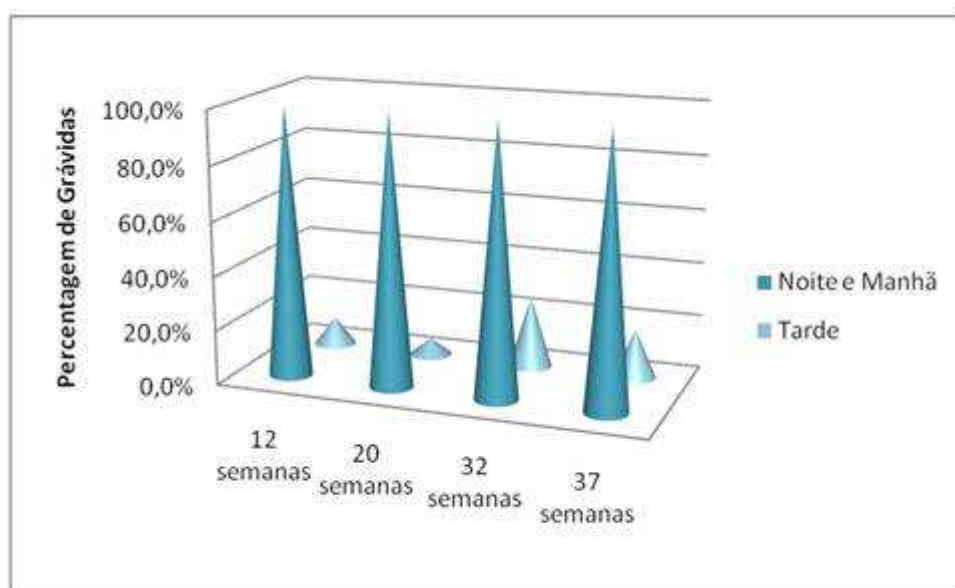


Figura 7. 17: Percentagem de grávidas que adoptam a Posição de Deitado nos períodos: manhã; tarde; noite

A percentagem de grávidas que adopta a posição de deitado é a seguinte (Figura 7.17):

- às 12 semanas, 10,2%;
- às 20 semanas, 6,1%;
- as 32 semanas, 10,2%;
- às 37 semanas, 18,3%.

Verificámos que apesar de 100% das grávidas adoptarem a posição de deitado no período da noite e manhã, apenas a seguinte percentagem de mulheres é que estão nesta posição mais de 3 horas seguidas (Tabela B17):

- às 12 semanas – 42,9%;
- às 20 semanas – 38,8%;
- às 32 e 37 semanas – 53,1%.

No período da tarde observámos que apenas 2% das grávidas é que adoptam esta posição mais de três horas e somente às 12 e 32 semanas.

Através da análise dos resultados concluímos que as grávidas estão mais tempo na mesma posição às 32 semanas e no período da tarde. Constatámos que a posição que adoptam durante mais horas seguidas é a de sentado, no referido período.

7.5.9. Raquialgia

Verificámos através da análise de frequência para cada um dos momentos (12, 20, 32 e 37 semanas), relativamente à existência de raquialgia nos períodos de manhã, tarde e noite, que um maior número de grávidas apresenta algia nos períodos da tarde e noite. Registamos, também, que existem diferenças significativas ao longo dos três períodos às 12, 32 e 37 semanas de gestação (Tabela B18).

Observámos que a percentagem de grávidas que apresenta raquialgia nos quatro momentos da avaliação é a seguinte (Figura 7.18):

- às 12 semanas – 20,4% no período da manhã; 81,6% no período da tarde; 78,6% no período da noite. Constatámos que apenas uma grávida tem *scores* de dor;
- às 20 semanas – 16,3% no período da manhã; 20,4% no período da tarde; 24,5% no período da noite. Verificámos que entre 12,2% e 16,3% das grávidas referiram dor correspondente ao *score* de muito pouca dor;
- às 32 semanas – 34,7% no período da manhã; 96% no período da tarde; 24,5% período da noite. Observámos que os *scores* mais elevados de dor são nos períodos da manhã (4,1%) e tarde (8,2%);
- às 37 semanas - 40,8% no período da manhã; 97,9% no período da tarde; 100% no período da noite. Averiguámos que a percentagem de grávidas que referiu muita dor foi: 6,1% no período da manhã; 10,2% no período da tarde; 4,1% no período da noite.

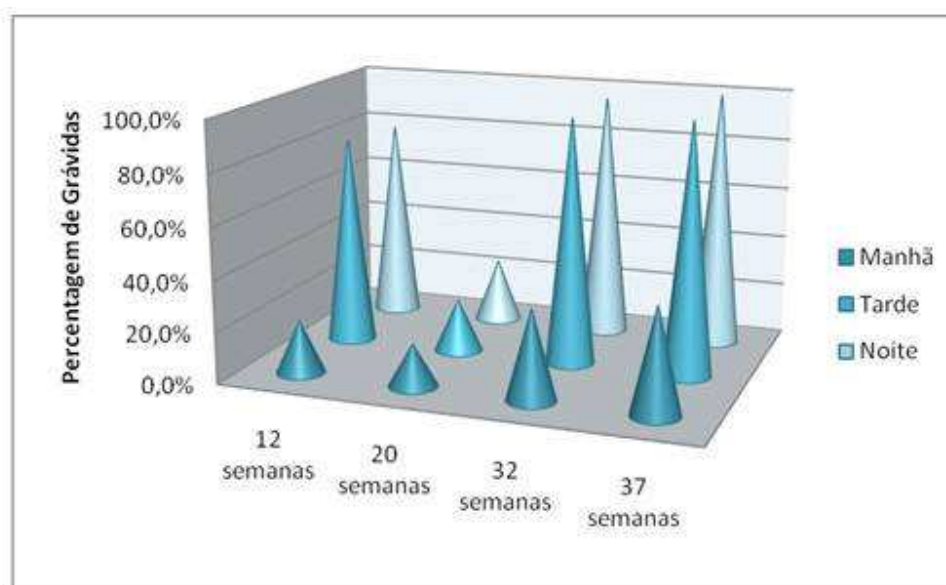


Figura 7. 18: Percentagem de grávidas com Raquialgia nos períodos: manhã; tarde; noite

Concluimos que a incidência de raquialgia é maior às 12, 32 e 37 semanas de gestação sendo predominante no último trimestre de gravidez. Constatamos, também, que existe uma maior percentagem de grávidas com *scores* de dor nos períodos da tarde e noite.

Analizamos o *score* máximo obtido num dia, comparamo-lo entre os quatro momentos da avaliação e verificamos que existem diferenças significativas ao longo da gravidez.

A primeira análise da variância revelou um resultado significativo para $p \leq 0,001$ o que indica a existência de diferenças significativas entre os *scores* obtidos às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação (Tabela B18).

Verificamos que entre as 20 e as 12 semanas de gestação há uma redução significativa do *score* de dor. Este *score* tende a aumentar novamente às 32 semanas (2,12) e permanece praticamente o mesmo ao longo do terceiro trimestre da gravidez. Durante os quatro momentos da recolha de dados, foi possível identificar que os valores mínimos e máximo de dor variam em cada período: 12 semanas - 3,50 e 1,00; 20 semanas - 1,00 e 3,00; 32 semanas - 3,50 e 1,00; 37 semanas - 1,36 e 3,56.

O teste de *Bonferroni* (Tabela 7.9) confirmou que há uma diminuição significativa de raquialgias durante o primeiro e segundo momento de avaliação (1,81-1,21, $p \leq 0,001$), com um aumento significativo durante o terceiro momento (1,23-2,12, $p \leq 0,05$), indicando uma

estabilização do *score* de raquialgia do terceiro para o quarto momento da avaliação (2,12-2,21). A dor é menor no 2 momento de avaliação (às 20 semanas).

Tabela 7. 9: Aplicação do Teste *Bonferroni*

Teste Bonferroni	Momento 2 20 Semanas	Momento 3 32 Semanas	Momento 4 37 Semanas
	– X = 1,23	– X = 2,12	– X = 2,21
12 Semanas X = 1,81	Diferença de Médias = 0,58 p = 0,000***	Diferença de Médias = -0,31 p = 0,015*	Diferença de Médias = -0,40 p = 0,000***
20 Semanas X = 1,23	Diferença de Médias = 0,89 p = 0,000***	Diferença de Médias =0,98 p = 0,000***
32 Semanas X = 2,12		Diferença de Médias =0,09 p = 1,000 (n.s)

(*p ≤ 0,05, *** p ≤ 0,001, n.s : não é significativa)

De seguida, analisámos a percentagem de grávidas que sempre relataram raquialgia, as que referiram o aparecimento de algia pela primeira vez, aquelas que deixaram de ter dor e as que nunca tiveram dor durante os quatro momentos de avaliação (Tabela 7.10).

Às 12 semanas de gestação, 39 mulheres (71,4%) referiram ter algia pela primeira vez, enquanto 16 mulheres (28,6%) permaneceram sem dor.

Em relação às 20 semanas de gestação, apenas sete mulheres (14,3%) mencionaram algia, 27 mulheres (55,1%) deixaram de ter dor, 14 referiram não ter dor e apenas uma mulher relatou ter algia pela primeira vez durante a gravidez.

Às 32 semanas, 36 mulheres (75%) mencionaram ter raquialgia, enquanto 8 (16,7%) relataram dor incessante nas costas e 4 mulheres (6,3%) mantiveram-se sem dor e não sentiram mais nenhuma dor.

Com 37 semanas de gestação, 44 mulheres (91,7%) relataram ter algia. Três mulheres (6,3%) referiram os primeiros sinais de dor, enquanto que uma mulher (2,1%) não mencionou sinais deste sintoma durante este período.

Observámos que apenas 1 mulher (2,1%) nunca teve algia durante a gravidez, enquanto que 7 mulheres (14,3%) relataram ter dor durante cada momento da avaliação. Por fim, 10 mulheres (20,4%) mencionaram dor apenas no terceiro trimestre.

Tabela 7. 10: Identificação da percentagem de mulheres que mantém a dor, surge dor, deixou de ter dor e continua sem dor, em dois momentos consecutivos

Diferenças entre ↓	<i>Mantém a dor</i>	<i>Surge dor</i>	<i>Deixou de ter dor</i>	<i>Continua sem dor</i>
12 semanas vs 20 semanas	14,3% (7)	2% (1)	55,1% (27)	28,6% (14)
20 semanas vs 32 semanas	16,7% (8)	75% (36)	0% (0)	6,3% (4)
32 semanas vs 37 semanas	91,7% (44)	6,3% (3)	0% (0,)	2,1% (1)

7.6. Estatística Inferencial

Neste subcapítulo, procedeu-se à análise estabelecida entre as variáveis consideradas mais directamente relacionadas com as alterações biomecânicas da coluna vertebral, e os ângulos das curvaturas e a posição x, y e z do vertice das apófises espinhosas.

Assim, para cada uma dessas variáveis (num conjunto de 13), descreveremos quais as relações que são significativas, apresentando os respectivos *p-values* e sua interpretação.

7.6.1. Raça

Com o objectivo de comparar as raças caucasiana e mestiça com os ângulos obtidos para cada uma das curvaturas, aplicou-se o teste *t-Student*.

Relativamente ao ângulo da cifose dorsal (Figura 7.19) verificámos que apenas no 2º momento (às 20 semanas) existem diferenças significativas (pvalue = 0,02) entre os dois grupos de mulheres. Constatámos que o ângulo nas grávidas caucasianas é maior (47,8°) do que nas mulheres de raça mestiça (36,5°).

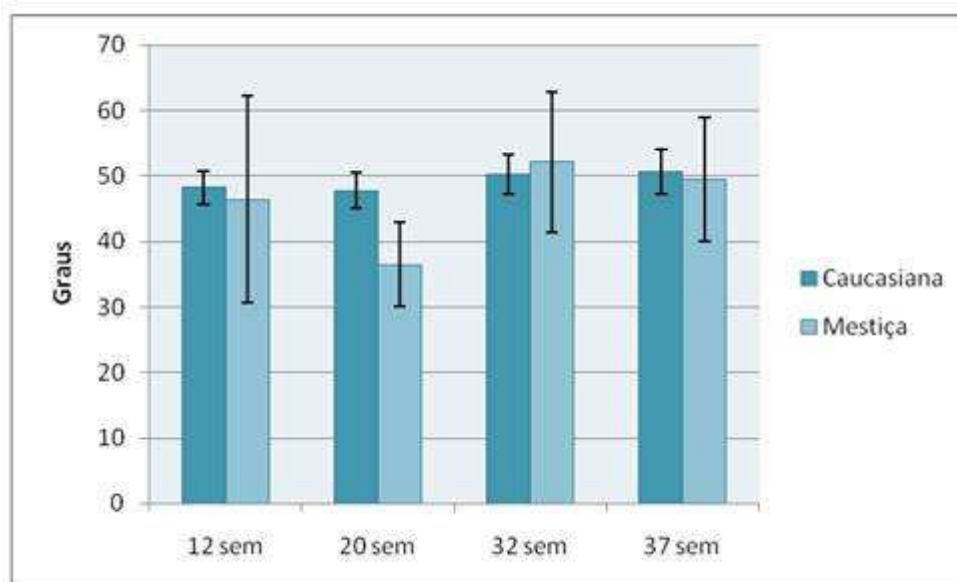


Figura 7. 19: : A análise da Raça vs Cifose Dorsal

Relativamente à lordose lombar observámos que existem diferenças significativas (pvalue = 0,06), apenas no 1º momento de avaliação, em que o ângulo nas mulheres caucasianas é maior (46,8°) do que nas mulheres mestiças (35,6°) (Figura 7.20).

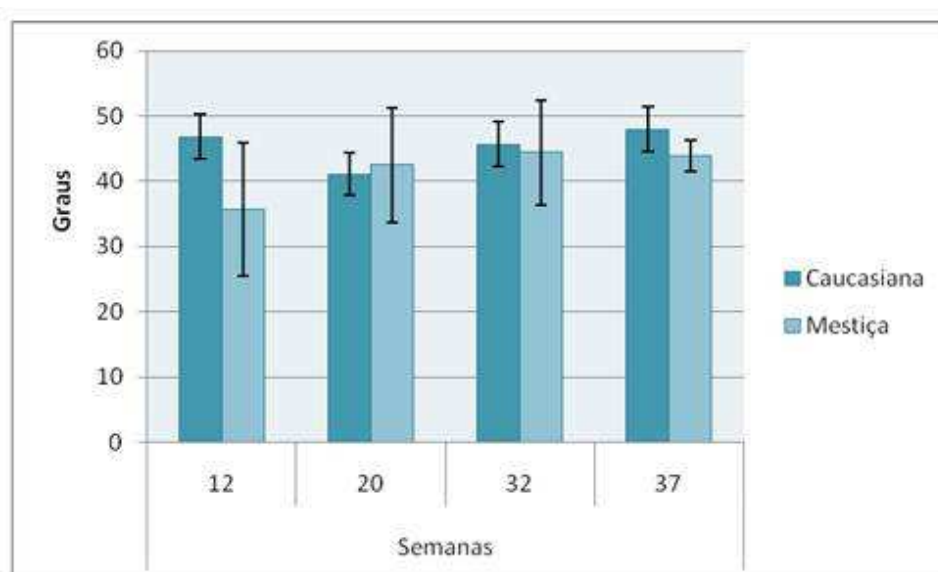


Figura 7. 20: A análise da Raça vs a Lordose Lombar

Concluimos que as grávidas de raça caucasiana têm os ângulos da lordose lombar e da cifose dorsal maiores do que as de raça mestiça, nos momentos estatisticamente significativos.

Em relação à lordose cervical verificamos que não existem diferenças significativas em todos os momentos de avaliação. Apesar destes resultados, observamos que, em média, quer a amplitude dos ângulos, quer o intervalo de confiança a 95%, são sempre mais elevados nas grávidas de raça mestiça (Figura 7.21).

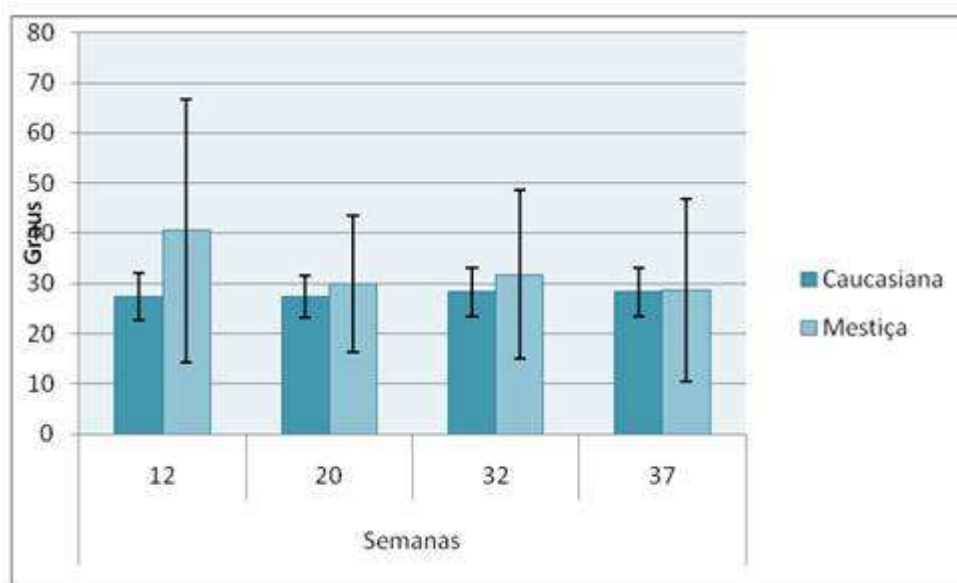


Figura 7. 21: A análise da Raça vs Lordose Cervical

Ao contrário do que sucedeu com os ângulos que manifestaram uma relação com a raça em alguns momentos, a aplicação dos modelos lineares multivariados demonstrou que não existe relação entre a raça e a posição x, y e z do vertice das apófises espinhosas.

7.6.2. Altura

Analisámos a relação entre a altura da grávida e o ângulo da lordose lombar, cifose dorsal e lordose cervical e verificámos que essa relação não é estatisticamente significativa.

Quando estabelecemos a relação entre a posição x, y e z do vértice de cada uma das apófises espinhosas e a altura verificámos que existe uma relação positiva entre estas variáveis em todos os momentos da avaliação. Ao analisarmos individualmente cada uma das posições

verificamos que, em todos os momentos da avaliação, a relação é significativa e positiva com a posição z.

Significa que o aumento de 1mm na altura da mulher grávida provoca em média um aumento de 0,8 mm na posição z do vértice da apófise espinhosa com intervalo de confiança a 95% de 0,1mm.

Paralelamente, e tendo em conta a altura da grávida, decidimos testar a hipótese de haver uma relação estabelecida entre esta variável e a amplitude dos ângulos. Para tal, formaram-se dois grupos em que o critério de separação foi a mediana da altura da amostra (1620mm).

Em relação à lordose lombar observámos que existem diferenças significativas entre os dois grupos em todos os momentos, sendo mais evidente às 12 e 20 semanas de gestação. Inferimos que as grávidas com altura inferior a 1620 mm apresentam um valor médio do ângulo maior do que as grávidas com alturas superiores a 1620mm (Figura 7.22). Por exemplo às 12 semanas verificamos o seguinte:

- Grávidas com altura inferior a 1620mm – 50,1°
- Grávidas com altura superior a 1620mm – 41,2°

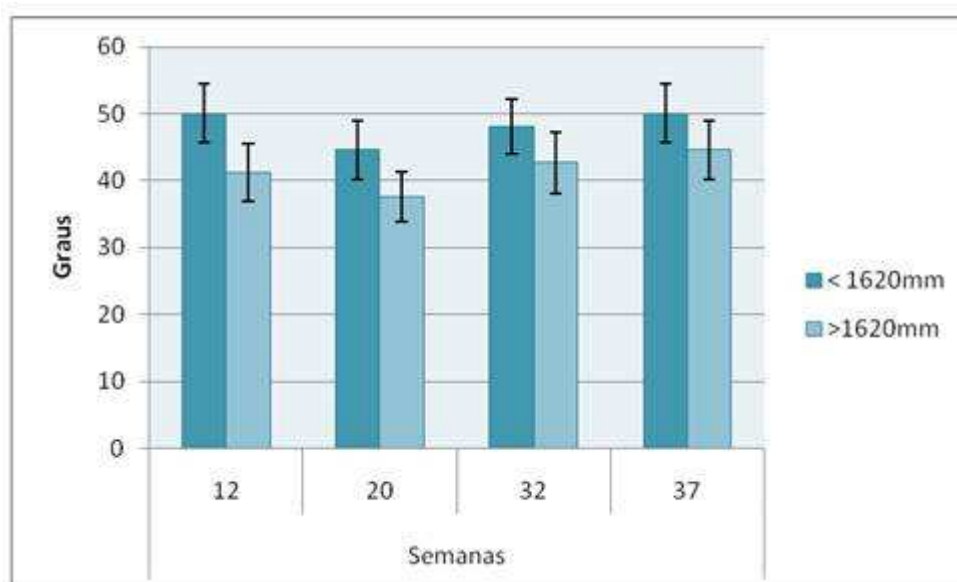


Figura 7. 22: Média e intervalo de confiança a 95% às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação relativamente ao ângulo da Lordose Lombar no grupo de grávidas com altura maior 1620mm e com altura inferior a 1620mm

Relativamente à cifose dorsal (Figura 7.23) verificámos que existem diferenças significativas entre os dois grupos apenas às 32 semanas (Figura 7.23). Observámos que neste período gestacional as grávidas com alturas inferiores a 1620mm têm uma amplitude média do ângulo superior ($53,1^\circ$) ao do grupo das grávidas com altura superior a 1620mm ($47,5^\circ$).

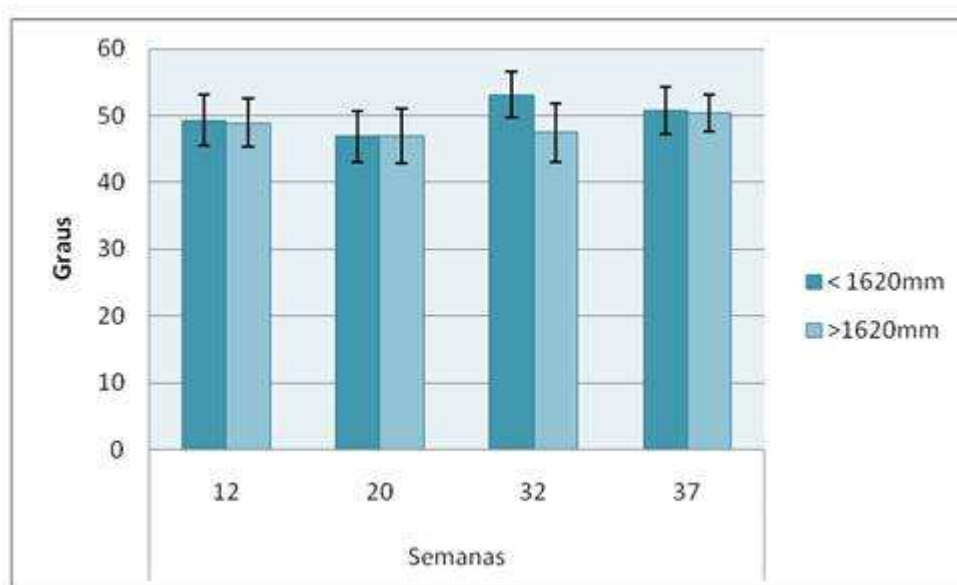


Figura 7. 23: Média e intervalo de Confiança a 95% às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação relativamente ao ângulo da Cifose Dorsal

Em relação à lordose cervical verificámos que não existem diferenças significativas em todos os momentos de avaliação.

Com o objectivo de comparar os dois grupos relativamente à variação dos ângulos entre momentos consecutivos da avaliação, aplicou-se o teste *t-Student* e verificamos a existência de diferenças significativas exclusivamente ao nível da cifose dorsal, não sendo estatisticamente relevante nas lordoses lombar e cervical, conforme se explica de seguida.

Na cifose dorsal, observámos que existe uma diferença significativa entre os dois grupos para a variação dos ângulos entre os seguintes momentos:

- 12 e 20 semanas ($p\text{-value} = 0,02$) – no grupo de mulheres com altura inferior a 1620mm, a variação aumenta, em média, $1,6^\circ$; no grupo de mulheres com altura superior a 1620mm essa variação diminui, em média, $4,6^\circ$;

- 20 e 32 semanas de gestação ($p\text{-value} < 0,00$) - no grupo de grávidas com altura inferior a 1620mm a variação mantém-se constante e no grupo de mulheres com altura superior a 1620mm essa variação aumenta em média 8°.

Em contraste, entre as 32 e as 37 semanas, não existem diferenças significativas entre os dois grupos ($p\text{-value} = 0,35$). No grupo de grávidas com altura superior a 1620mm a referida diferença diminui, em média, 1,1° e no outro grupo aumenta, em média, 1,2°.

Perante estes resultados, concluímos que existe uma relação entre a altura e a variação da amplitude dos ângulos na cifose dorsal.

No que diz respeito à análise da posição x, y e z do vértice de cada uma das apófises espinhosas, a aplicação dos modelos lineares multivariados revelou uma relação positiva com a altura em todos os momentos da avaliação (Tabela 7.11). Para detalhar a pesquisa, aplicamos os modelos lineares univariados de forma a quantificar o contributo individual de cada uma das posições x, y e z.

Os resultados demonstraram uma relação muito significativa na posição z, sendo que as mulheres com mais de 1620mm registam, em média, um valor de z superior a 81mm relativamente às grávidas com altura inferior a 1620mm.

Adicionalmente, a posição z do vértice das apófises nas grávidas com altura inferior a 1620mm é em média de 374,5mm com um intervalo de confiança a 95% de 12,0mm enquanto que a mesma posição no grupo de grávidas com altura superior a 1620mm é em média de 455,6mm com um intervalo de confiança a 95% de 13,3mm.

Concluímos que, tal como seria de esperar, a altura influencia de forma significativa a posição z do vértice das apófises espinhosas.

Tabela 7. 11: O *p-value* correspondente à relação entre as variáveis altura e altura binária

Posição x, y e z de cada uma das apófises espinhosas às	Altura (<i>p-value</i>)	Altura Binária (<i>p-value</i>)
12 semanas	$1,21 \cdot 10^{-7}$	0
20 semanas	$5,8 \cdot 10^{-8}$	$5,34 \cdot 10^{-5}$
32 semanas	$1,21 \cdot 10^{-8}$	$2,40 \cdot 10^{-5}$
37 semanas	$4,5 \cdot 10^{-9}$	$2 \cdot 10^{-5}$

7.6.3. Depressão, ansiedade e stress

Com o objectivo de identificar se os *scores* do *stress*, ansiedade e depressão estão relacionados com a amplitude dos ângulos das curvaturas da coluna vertebral às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação, aplicámos o teste de *Wilcoxon* e verificámos que não existe uma relação significativa entre as referidas variáveis.

De seguida dividimos a amostra em dois grupos tomando como critério a ausência ou presença de *scores* das variáveis psicológicas e obtivemos, por exemplo, grávidas com *scores* de depressão durante algum momento da avaliação e grávidas sem *score* de depressão ao longo do período gestacional.

Relativamente aos ângulos das curvaturas, verificámos que não existem, também, diferenças entre os grupos de mulheres com e sem ansiedade e entre os grupos de mulheres com e sem *stress*. No entanto, no que diz respeito à depressão observámos que existem diferenças significativas em alguns momentos, a saber:

- às 20 semanas em relação à lordose lombar (*p-value* = 0,10);
- às 32 semanas na cifose dorsal (*p-value* = 0,10) e na lordose cervical (*p-value* = 0,02).

Os resultados indicam que, apesar da depressão não estar relacionada de forma significativa com o ângulo de todas as curvaturas nos 4 momentos de avaliação, a média dos ângulos é

sempre inferior nas mulheres com *scores* considerados sem depressão do que nas mulheres com *scores* de depressão. Inferimos que essa diferença é maior às 20 semanas (7,1°), diminuindo às 32 semanas para 2,1°, aumentando às 37 semanas para 4,9°.

Concluimos que quanto maior for o ângulo, mais pronunciado será o *score* de depressão relativamente à lordose lombar (20 semanas) e cifose dorsal (32 semanas).

Analisando a variação dos ângulos das curvaturas da coluna vertebral em dois momentos consecutivos nos dois grupos de mulheres com depressão e sem depressão durante a gravidez verificámos o seguinte:

- na cifose dorsal, há uma diferença significativa nos dois grupos ($p\text{-value} = 0,10$) entre as 20 e as 32 semanas de gestação. A média da diferença dos ângulos para as pessoas com depressão aumenta 1,3°, enquanto nas mulheres sem depressão diminui 1,6°;
- na lordose lombar, existe uma diferença muito significativa ($p\text{-value} = 0,01$), apenas entre as 12 e as 20 semanas de gestação, em que a variação para as grávidas com *scores* de depressão diminui em média 15,1° enquanto nas grávidas consideradas sem depressão o ângulo diminui, em média, 2,2°;
- na lordose cervical, verificámos que não existem diferenças significativas.

A relação das variáveis psicológicas com a posição x, y e z do vértice das apófises espinhosas não se revelou estatisticamente significativa.

7.6.4. Actividade Física

Outra variável testada foi a hipótese da existência de relação entre a actividade física e os ângulos da lordose cervical, cifose dorsal e lordose lombar, nos quatro momentos de avaliação.

Voltamos a dividir a amostra em dois grupos, aplicámos o *t-Student* e verificámos que só existem diferenças significativas relacionadas com a prática de actividade física e a amplitude do ângulo da lordose lombar às 20 semanas de gestação ($p\text{-value} = 0,01$). Constatámos que as grávidas que fazem exercício apresentam um ângulo médio muito menor (29,9°) do que as que não fazem exercício (42,6°) (Figura 7.24).

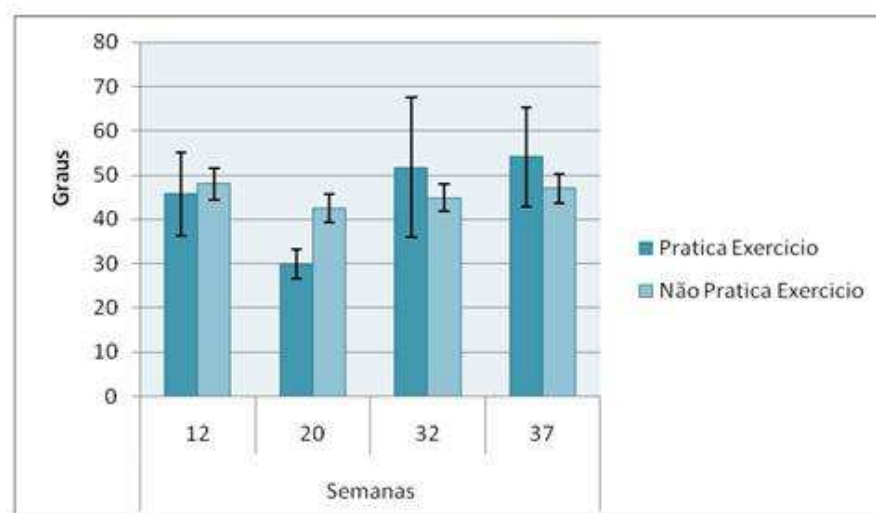


Figura 7. 24: Média e intervalo de confiança a 95% às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação relativamente ao ângulo da Lordose Lombar no grupo que pratica exercício e no grupo que não pratica exercício

Observámos, também, que existem diferenças entre os dois grupos na lordose cervical, mas apenas no 3º momento de avaliação (32 semanas), com um $p\text{-value} = 0,07$. A média do ângulo na lordose cervical nas mulheres que praticam exercício é maior do que o das mulheres que não o praticam. Também, verificámos que a dispersão em torno da média é maior nas grávidas que praticam exercício (Figura 7.25).

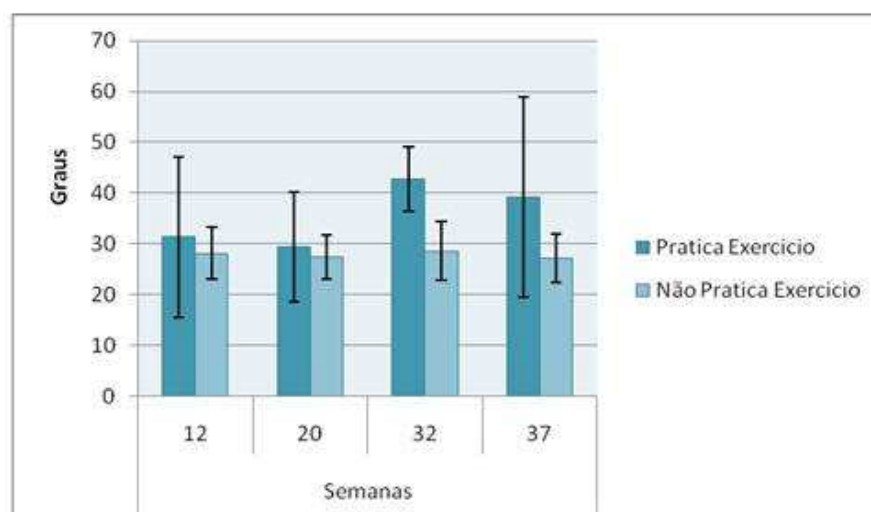


Figura 7. 25: Média e intervalo de confiança a 95% às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação relativamente ao ângulo da Lordose Cervical no grupo que pratica exercício e no grupo que não pratica exercício

Ao compararmos os dois grupos com a variação do ângulo da lordose lombar entre dois momentos consecutivos, observámos que existe uma diferença muito significativa entre as 12 e as 20 semanas de gestação ($p\text{-value} = 0,01$) e entre as 20 e as 32 semanas ($p\text{-value} = 0,01$). Verificámos o seguinte:

*a variação média dos ângulos da lordose lombar entre as 12 e as 20 semanas de gestação nas grávidas que fazem exercício é de $18,1^\circ$ e nas mulheres que não fazem exercício é de $3,1^\circ$;

*a variação média dos ângulos lordose lombar entre 20 e as 32 semanas de gestação nas grávidas que fazem exercício é de $19,9^\circ$ e nas mulheres que não fazem exercício é de $3,3^\circ$.

Através da análise destes dados verificámos que a variação dos ângulos da lordose lombar entre dois momentos consecutivos é maior nas pessoas que praticam exercício. A diferença nos ângulos nos dois grupos de grávidas é de 15° , entre as 12 e as 20 semanas, e de $16,6^\circ$, entre as 20 e 32 semanas.

Concluimos que o facto de as grávidas praticarem exercício parece influenciar o ângulo da lordose lombar, mas apenas às 20 semanas. Constatámos, também, que a variação dos ângulos da referida curvatura em dois momentos consecutivos é maior nas grávidas que praticam exercício.

A relação da prática do exercício físico com a posição x, y e z do vértice das apófises espinhosas não se revelou estatisticamente significativa.

7.6.5. Paridade

A paridade foi outra das variáveis relacionadas com os ângulos das curvaturas da coluna vertebral. Após aplicarmos o teste *t-Student* verificou-se que só existem diferenças significativas entre as primíparas e as múltiparas, às 20 semanas de gestação, na lordose lombar. As múltiparas apresentam um ângulo maior ($49,6^\circ$) do que os primíparas ($40,4^\circ$).

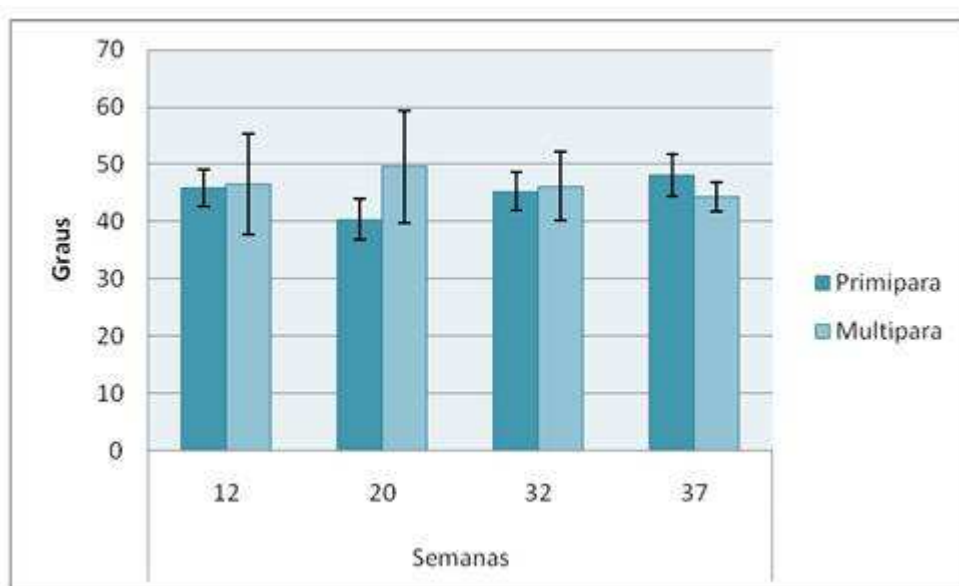


Figura 7. 26: Média e intervalo de confiança a 95% às 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação relativamente ao ângulo da Lordose Lombar no grupo de grávidas primíparas e nas múltíparas

Através da Figura 7.26, a média do ângulo da lordose lombar tem um comportamento oscilante ao longo do período gestacional. Às 12 semanas, a média está próxima nos dois grupos, afastando-se às 20 semanas (nas primíparas o ângulo desce; nas múltíparas sobe). Às 32 semanas volta a aproximar-se, e às 37 semanas tem um comportamento oposto.

Quando se comparou a paridade com a variação dos ângulos da lordose lombar em dois momentos consecutivos, observou-se que apenas é significativo entre as 12 e as 20 semanas de gestação ($p - value = 0,09$). Entre estes dois momentos verificou-se que nas primíparas diminui em média $5,5^\circ$ e nas múltíparas aumenta em média $3,1^\circ$.

Quando relacionamos esta variável com a posição x, y e z do vértice de cada uma das apófises verificámos que não existe qualquer relação significativa em todos os momentos.

Concluimos que, o facto da grávida ser primípara ou múltípara parece influenciar o ângulo da lordose lombar sendo essa relação estatisticamente significativa, embora apenas às 20 semanas.

7.6.6. Posição do feto in útero

Em relação à posição do feto *in* útero verificámos que não existe qualquer relação com os ângulos das curvaturas da coluna vertebral. No entanto, ao analisarmos a relação entre a referida variável e a posição x, y e z do vértice da apófise espinhosa verificámos que existe uma relação positiva e significativa apenas às 32 semanas de gestação.

7.6.7. Posição na profissão

Quando comparámos as posições adoptadas durante o desempenho da actividade profissional (maioritariamente de pé, maioritariamente sentado ou alternado) com os ângulos das curvaturas, constatámos, através do teste de *Kruskal-Wallis*, que existem diferenças significativas apenas na cifose dorsal às 20 semanas de gestação ($p - value = 0,08$).

Observámos que nas mulheres que adoptam sempre a mesma posição no trabalho (a posição de pé ou a posição de sentado) o ângulo médio da cifose dorsal às 20 semanas de gestação é maior, 7,8° e 6,7°, respectivamente, comparando com as mulheres que assumem, de forma alternada, as duas posições.

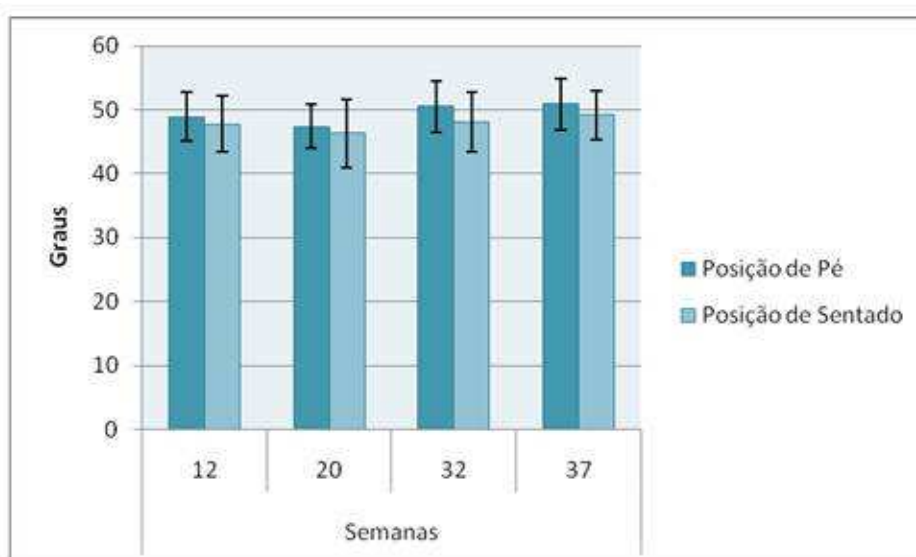


Figura 7. 27: Posição de Pé vs Cifose Dorsal

Concluimos que o facto de a grávida adoptar sempre a mesma posição durante o desempenho da actividade profissional parece influenciar o ângulo da cifose dorsal.

Verificámos que o ângulo da cifose dorsal é menor nas mulheres que adoptam as duas posições (sentado e de pé) durante o desempenho da actividade laboral, ao longo da gravidez. Esta tendência inverte-se às 37 semanas, ou seja, o ângulo da cifose dorsal nas mulheres que assumem as duas posições é maior do que nas grávidas que adoptam uma única posição (Figura 7.27). Isto poderá estar relacionado com o facto de nenhuma destas mulheres estar a trabalhar às 37 semanas.

Quando relacionamos esta variável com a posição x, y e z do vértice de cada uma das apófises verificámos que não existe qualquer relação significativa em todos os momentos.

7.6.8. Índice de Massa Corporal (IMC)

Relativamente ao índice de massa corporal (IMC) observou-se que não existe relação entre esta variável e os ângulos das curvaturas da coluna vertebral.

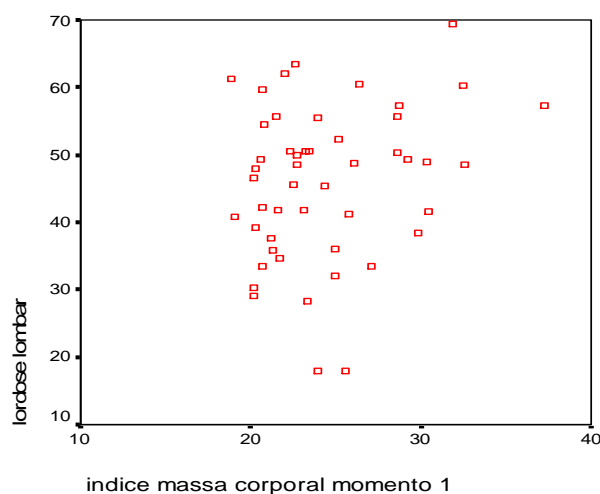


Figura 7. 28: Correlação entre o Índice de Massa Corporal e a Lordose Lombar

A figura 7.28 é um exemplo de uma das análises efectuadas, onde é possível observar que não existe correlação entre o ângulo da lordose lombar e o índice de massa corporal.

Em relação à posição x, y e z verificou-se que existe uma relação positiva com o IMC às 32 semanas ($p\text{-value} = 0,09$) e às 37 semanas de gestação ($p\text{-value} = 0,01$). Quando analisamos cada uma das posições de forma isolada observamos que existe um relação positiva com a posição y às 37 semanas e com a posição Z às 32 e 37 semanas.

Significa que o aumento de 1 Kg /m² implica uma diminuição, em média, de 0,1mm na posição de y do vértice da apófise espinhosa.

Relativamente à posição z, verificámos que às 32 semanas o aumento de 1 Kg /m² provoca uma diminuição, em média, de 3,5 mm e às 37 semanas implica uma diminuição média de 4,3 mm, ambos com um intervalo de confiança a 95% de 2,3mm.

Permite-nos inferir que as grávidas com menor estatura apresentam um maior IMC.

7.6.9. Centro de gravidade

No que diz respeito ao centro de gravidade - componentes X observou-se que não existe relação entre esta variável e os ângulos das curvaturas da coluna vertebral. Em relação ao centro de gravidade - componente Y verificámos que existe correlação negativa entre esta variável e as seguintes curvaturas (Figura 7.29):

- a lordose lombar em todos os momentos da avaliação (Figura 69: exemplo da correlação às 32 semanas);
- a cifose dorsal, apenas às 32 semanas de gestação.

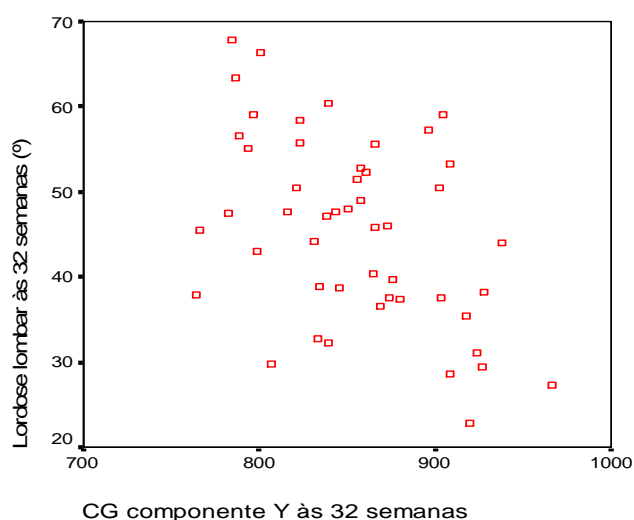


Figura 7. 29: Correlação entre o Centro de Gravidade (Componente Y) e a Lordose Lombar

A partir da análise podemos concluir que relativamente ao componente X do centro de gravidade apenas existe uma relação positiva entre esta e a posição x, y e z do vértice das apófises às 20 semanas ($p\text{-value} = 0,01$). Relativamente à componente Y verificou-se que existe uma relação fortemente positiva em todos os momentos da avaliação: 12 semanas ($p\text{-value} = 2,18 \cdot 10^{-5}$); 20 semanas ($p\text{-value} = 2,50 \cdot 10^{-6}$); 32 semanas ($p\text{-value} = 2,21 \cdot 10^{-7}$); 37 semanas ($p\text{-value} = 1,84 \cdot 10^{-5}$).

Podemos inferir que o componente Y do centro de gravidade parece influenciar a posição x, y e z do vértice das apófises espinhosas, em todos os momentos de avaliação.

7.6.10. Número de horas seguidas na posição de sentado, deitado e de pé

Analísamos a relação entre os ângulos das curvaturas e o número de horas seguidas na mesma posição (sentado, deitado, e de pé) em três períodos do dia: manhã; tarde; noite.

Em relação aos ângulos observámos o seguinte (Tabela B20):

- Cifose Dorsal - existe uma relação significativa e negativa com o número de horas seguidas na posição de sentado no período da tarde às 32 semanas ($p\text{-value} = 0,09$);
- Lordose Cervical - existe uma relação positiva entre o número de horas na posição de deitado às 37 semanas de gestação ($p\text{-value} = 0,06$);
- Lordose lombar - existe uma relação negativa com o número de horas seguidas na posição de sentado no período da tarde às 20 semanas ($p\text{-value} = 0,007$).

Apesar de não ser significativa, verificámos que a tendência é negativa relativamente à amplitude do ângulo da cifose dorsal em todos os momentos. Concluímos que quanto maior é o número de horas na posição de sentado menor é o ângulo da cifose dorsal.

Quando relacionamos o número de horas seguidas na posição de sentado, deitado e de pé, em três períodos do dia, com a posição x, y e z do vértice de cada uma das apófises espinhosas, verificámos que existe uma relação estatisticamente significativa nos períodos da manhã e tarde na posição de pé e sentada.

Quando analisamos cada uma das posições x, y e z de forma isolada e relacionamos com o número de horas na posição de sentada observamos o seguinte:

- existe uma relação negativa entre o número de horas que a grávida adota a posição de sentada no período de manhã e a posição x do vértice da apófise espinhosa às 12, 20, 32 e 37 semanas;
- há uma relação negativa entre o número de horas que a grávida adota a posição de sentada no período de tarde e a posição x do vértice da apófise espinhosa às 12, 20 e 32 semanas;
- há uma relação positiva entre o número de horas seguidas na posição de sentada no período da manhã e a posição y às 12, 20, 32 e 37 semanas;
- existe uma relação positiva entre o número de horas seguidas na posição de sentada no período da tarde e a posição Y às 12 e 37 semanas de gestação;
- não há relação positiva entre a posição de sentado e a posição z.

Concluimos que quanto maior o número de horas na posição de sentada, menor é o valor referente à posição X do vértice das apófises espinhosas. A posição y revela um comportamento oposto, ou seja, quanto maior o número de horas na posição de sentado maior a posição y de cada vértice.

Significa, assim que a posição de sentada provoca uma alteração biomecânica na coluna vertebral.

7.6.11. Raquialgia

Ao relacionarmos o ângulo das curvaturas da coluna vertebral com a raquialgia nos períodos da manhã, tarde e noite verificamos que existe uma relação negativa entre o ângulo da cifose dorsal apenas às 12 semanas de gestação e a raquialgia no período da manhã. Apesar de não ser significativa, observamos que essa tendência é idêntica, relativamente aos ângulos da cifose dorsal e lordose cervical para os três períodos do dia.

Concluimos que quanto menor o ângulo da cifose dorsal maior é a raquialgia.

Ao relacionarmos a raquialgia com a posição x, y e z do vértice das apófises espinhosas verificámos que não existe relação significativa. No entanto, ao analisarmos cada uma das posições de forma isolada observámos que a relação é positiva na posição y em quase todos os momentos para cada um dos períodos (Tabela B19), o que significa que quanto maior o valor de y, maior o *score* de dor.

7.6.12. Perímetro Abdominal

Analisámos a relação entre o perímetro abdominal e os ângulos das curvaturas e verificámos que não existe qualquer relação entre eles. Observou-se o mesmo em relação à posição x, y e z (Tabela B19).

A figura 7.30 é um exemplo de uma das correlações efectuadas onde é possível observar que não existe relação entre o perímetro abdominal e a lordose lombar.

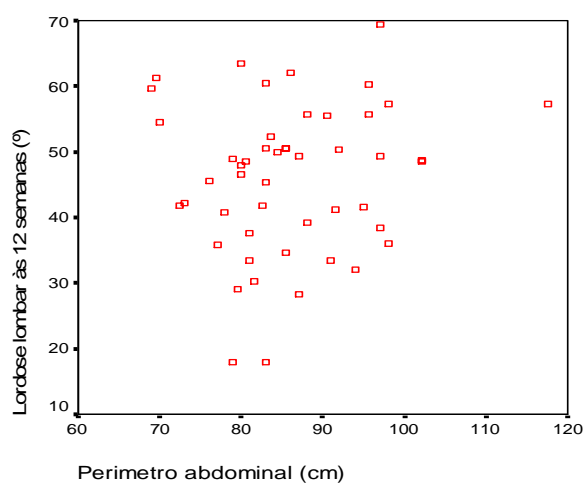


Figura 7. 30: Correlação entre o Perímetro Abdominal e a Lordose Lombar às 12 semanas de gestação

7.6.13. Idade

Relativamente à variável idade observou-se que não existe qualquer relação entre a idade e o ângulo das curvaturas da coluna vertebral bem como com a posição x, y e z do vértice das apófises espinhosas. (Tabela B19). De seguida apresentamos um exemplo de uma das

referidas correlações em que é evidente a inexistência de correlação entre a lordose lombar e a idade (Figura 7.31).

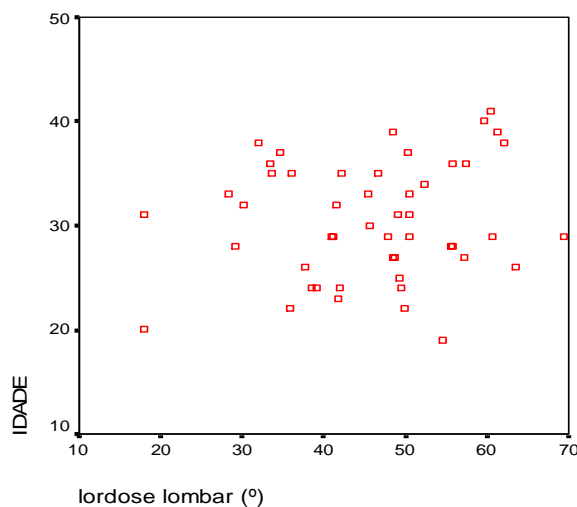


Figura 7. 31: A relação entre Idade e o ângulo da Lordose Lombar às 12 semanas de gestação

Paralelamente, e tendo em conta a idade da grávida, decidimos testar a hipótese de haver uma relação estabelecida entre esta variável e a amplitude dos ângulos. Para tal, formaram-se dois grupos em que o critério de separação foi a mediana da idade da amostra (30 anos). Verificámos que não existe relação entre os dois grupos e as variáveis estudadas referentes à coluna vertebral. O mesmo conclui-se em relação à posição do vertice das apófises espinhosas (Tabela B19).

A figura 7.32 apresenta uma das análises efectuadas com o objectivo de verificar se existem diferenças significativas entre os ângulos da lordose lombar das grávidas com menos de 30 anos e com as de mais de 30 anos.

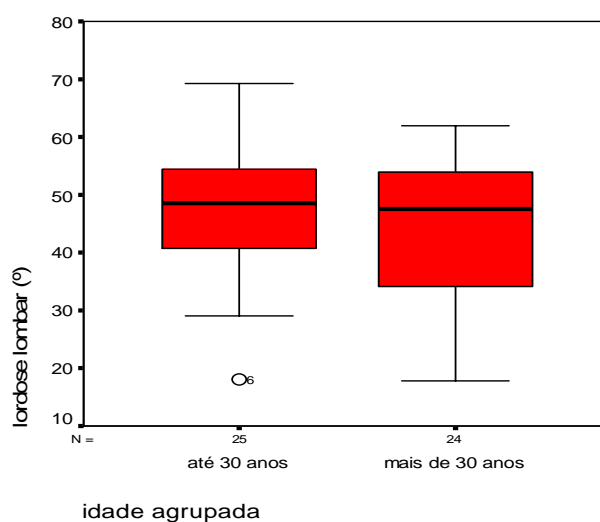


Figura 7. 32: A relação entre o Idade dividida em dois grupo (<30 anos e \geq 30 anos) e o ângulo da Lordose Lombar às 12 semanas de gestação

7.6.14. Outras Variáveis em estudo

Relativamente às outras variáveis em estudo, nomeadamente habilitações literárias, cirurgia e o tipo de calçado, verificámos que não existe relação entre estas e as alterações biomecânicas da coluna vertebral ao longo da gravidez.

CAPÍTULO VIII – DISCUSSÃO

Neste capítulo apresentamos a discussão dos resultados obtidos na presente investigação. Realçamos que a recolha e análise dos dados só foram possíveis devido à construção de um instrumento inovador na avaliação global da coluna vertebral, na posição de pé – o Métrica Vertebral, no entanto sublinhamos que a presente discussão se centra exclusivamente nos resultados alcançados. Entre estes destacamos desde logo a existência uma oscilação significativa na amplitude dos ângulos da lordose cervical, cifose dorsal e lordose lombar da coluna vertebral ao longo da gravidez

Apesar de haver alguns estudos anteriores sobre a matéria, estes são dispersos e não correlacionados entre si. Tal facto, se por um lado constituiu um obstáculo à progressão da análise, por outro revelou-se um desafio acrescido.

Na realidade, a inexistência de estudos que avaliem em simultâneo o ângulo das três curvaturas da coluna vertebral no mesmo período temporal, limita-nos de alguma forma a comparabilidade com outras análises, no entanto transforma este trabalho numa referência na área da Saúde. Tanto quanto sabemos esta é a primeira investigação que aborda de forma integrada a coluna vertebral na sua totalidade. A falta de consenso provavelmente estará relacionada com três variáveis cruciais:

- o reduzido número de estudos quantitativos;
- a metodologia aplicada na recolha de dados;
- o número pouco expressivo de grávidas envolvidas na maioria dos estudos quantitativos.

Comparando os nossos resultados com os poucos existentes até à data, na sua maioria de natureza quantitativa e referentes à lordose lombar, constatamos antes de mais que o facto de não haver diferenças significativas no ângulo da lordose lombar ao longo da gravidez está de acordo com os resultados obtidos por Ostgaard et al (1991) no seu estudo longitudinal com uma amostra alargada de 855 grávidas em que a recolha de dados foi efectuada às 12, 20, 24, 30 e 36 semanas.

No entanto, os nossos resultados não corroboram as análises preconizadas por Cyriax (1965) e Snijders *et al* (1957), a qual refere a existência de uma diminuição do ângulo da referida curvatura durante o período gestacional, nem com a de Bullock-Saxton (1991), Moore *et al* (1993) que constata que existe um aumento significativo no ângulo da lordose lombar.

No que diz respeito à cifose dorsal, os nossos dados vão de encontro aos resultados obtidos no único estudo que encontramos sobre a matéria, no qual Dumas *et al* (1995) concluiu que não existem diferenças significativas no ângulo da referida curvatura ao longo do período gestacional.

Dos resultados da nossa investigação da coluna vertebral como um todo poderemos depreender que o facto de não existirem diferenças significativas na amplitude dos ângulos das várias curvaturas ao longo da gravidez poderá justificar a ausência de uma prevalência aumentada de alterações do disco nas mulheres grávidas, defendida por Weinreb *et al* (1989), bem como a baixa incidência de hérnias discais durante este período preconizada por LaBan *et al* (1983) e Richie (2003).

Através da nossa análise verificámos, também, que existe uma oscilação na amplitude do ângulo das curvaturas no decorrer do período gestacional, cuja dinâmica de comportamento vai sendo inversamente compensada. Assim, a variação do ângulo registado entre dois momentos de avaliação consecutivos será inversamente compensada nos dois momentos imediatamente subsequentes. Como acontece quando o ângulo aumenta entre dois momentos de avaliação consecutivos, diminui entre os dois momentos imediatamente a seguir.

Tomando como referência a amplitude registada no primeiro momento de avaliação (12 semanas), constatamos que a variação para o momento seguinte não se desenvolve de uma forma aleatória, antes obedece a um padrão de estabilidade imposto pelo organismo para permitir a melhor adaptação postural necessária ao equilíbrio fisiológico.

Este comportamento dinâmico poderá estar relacionado com a adaptação das referidas curvaturas para promover a estabilidade fisiológica que assegura uma plataforma estável para os sistemas visual e vestibular (Noble, 1988; Artal e Sherman, 1999).

Quando nos propusemos analisar a posição x, y e z do vértice de cada uma das apófises espinhosas, verificámos a total inexistência de estudos nesta área pelo que não há pontos de referência para estabelecer comparações. Por este motivo a presente investigação pode ser considerada inovadora e suporta a ambição servir de referência para outras investigações

Observámos que as diferenças que ocorrem ao longo da gravidez são mais significativas ao nível da posição y (antero-posterior) o que parece estar também relacionado com a adaptação postural que ocorre no período gestacional.

Verificámos, igualmente, que existe uma correlação biomecânica positiva entre a posição do vértice de cada uma das vértebras com a posição homóloga das restantes, o que significa que sempre que há uma alteração numa das posições os outros vértices irão adaptar-se em conformidade para permitir a estabilidade fisiológica e o ajuste postural necessário.

Procurando integrar numa perspectiva global os vários estudos dispersos sobre a análise dos factores que poderão estar relacionados com as alterações biomecânicas da coluna vertebral, Jones (1988) conclui como relevantes as seguintes variáveis: a idade, o calçado, a profissão, o exercício, a depressão, o *stress*, a ansiedade e a posição adoptada ao longo do dia. Para Dumas *et al* (1995) existem, principalmente, quatro factores que podem causar ou provocar alterações na biomecânica da coluna vertebral durante a gravidez: aumento do perímetro abdominal, altura, paridade e idade.

Uma vez que os estudos acima referidos revestiam na sua maioria uma natureza qualitativa, efectuámos uma análise quantitativa que visava integrar o conjunto abrangente de todas as variáveis possíveis.

O passo seguinte foi verificar se existia uma relação estatisticamente relevante entre os ângulos das curvaturas e as diversas variáveis representadas no diagrama da figura 8.1. É de realçar que o esquema abaixo não é exaustivo na representação de todas as variáveis que foram objecto de análise, tendo-se optado por enumerar, apenas os factores que estatisticamente se revelaram significativos.

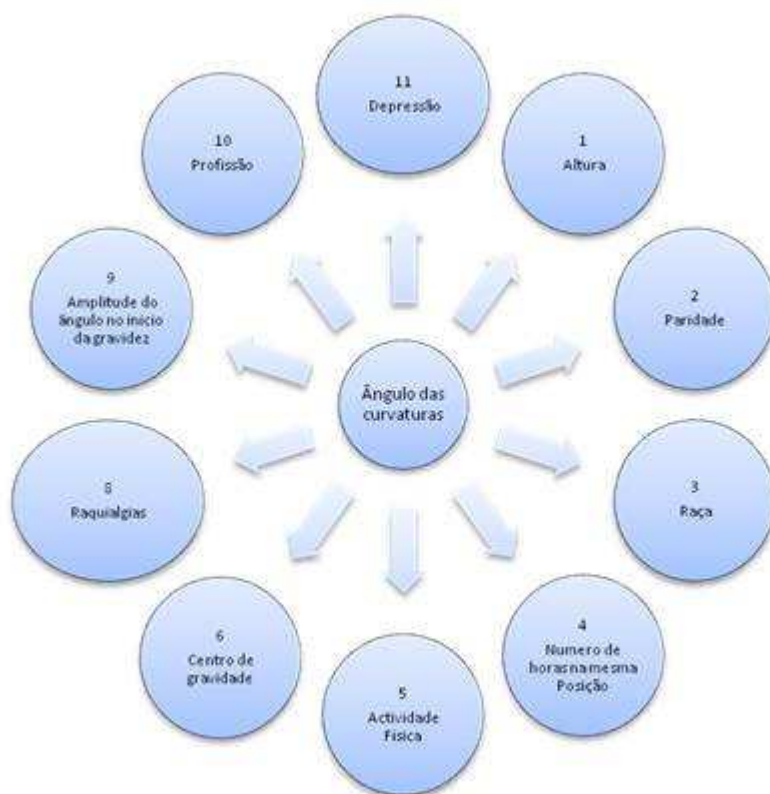


Figura 8. 1: Representação das variáveis que estão relacionadas com a amplitude dos ângulos das curvaturas em algum dos momentos da avaliação

Verificámos que a relação entre a amplitude dos ângulos das curvaturas e os diversos factores em estudo não obedece a um padrão regular, tornando-se significativa apenas em alguns momentos e com algumas das variáveis.

No que diz respeito às variáveis, a análise evidenciou as seguintes relações significativas:

1. Altura binária – estabelece-se relação com a lordose e lombar e às 12, 20, 32 e 37 semanas; com a cifose dorsal, apenas às 32 semanas;
2. Paridade – lordose lombar (20 semanas);
3. Raça – lordose lombar (12 semanas) e cifose dorsal (20 semanas);
4. Número de horas na mesma posição – relação negativa – lordose lombar (20 semanas) e relação negativa - cifose dorsal (32 semanas) e lordose cervical (37 semanas);

5. Actividade física – lordose lombar (20 semanas) e lordose cervical (32 semanas);
6. Centro de Gravidade – relação negativa: lordose lombar (12, 20, 32 e 37 semanas); cifose dorsal (32 semanas) somente no componente Y;
7. Raquialgia – relação negativa – cifose dorsal (12 semanas);
8. Amplitude do ângulo no início da gravidez – fornece indicação do comportamento da amplitude desse ângulo nos momentos seguintes;
9. Profissão – cifose dorsal (20 semanas);
10. Depressão – lordose lombar (20 semanas) e cifose dorsal (32 semanas).

Observámos que a relação entre a posição x, y e z do vértice das apófises espinhosas e as diferentes variáveis em análise não obedecem a um padrão uniforme, tornando-se significativa apenas em alguns momentos e com algumas das variáveis analisadas. Na figura 8.2 estão representados somente os factores cuja relação com a posição 3D do vértice das apófises espinhosas é estatisticamente significativa.

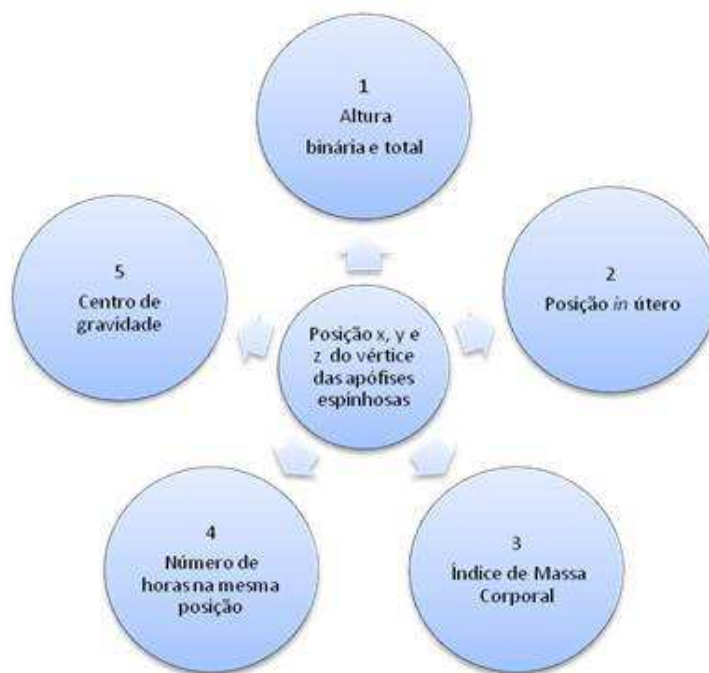


Figura 8. 2: Representação das variáveis que estão relacionadas com a posição x, y e z em algum dos momentos da avaliação

No que diz respeito às variáveis, a análise evidenciou as seguintes relações:

1. Altura binária e total – 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação;
2. Posição *in* útero – 32 semanas;
3. Índice de Massa Corporal – 32 e 37 semanas;
4. Número de horas na mesma posição – 12, 20, 32 e 37 semanas (posição de sentado de manhã) e 12 e 37 semanas (posição de sentado de tarde);
5. Centro de Gravidade – 20 semanas (componente X); 12, 20, 32 e 37 semanas de gestação (componente Y).

De entre o conjunto das variáveis analisadas no decorrer da investigação, destacamos para a presente discussão aquelas cujo resultado se evidenciou pela sua relevância ou omissão.

Através da análise de todos os dados podemos constatar que as alterações no comportamento das variáveis em estudo são mais evidentes entre as 20 e as 32 semanas. Parece-nos, também que se pode isolar um conjunto de variáveis responsáveis pelas adaptações mais visíveis e relevantes ao nível das alterações dos ângulos e da posição x, y e z do vértice das apófises espinhosas.

Uma possível explicação para os resultados observados prende-se com a conjugação de dois factores: por um lado, até ao primeiro momento de avaliação (12 semanas de gravidez), o crescimento do útero está confinado à cintura pélvica, não causando por isso alterações significativas ao nível da coluna vertebral; por outro lado, o período gestacional entre as 20 e as 32 semanas, além de corresponder ao maior intervalo entre as avaliações, coincide com o espaço temporal de maior crescimento do feto contribuindo para alterações na cinemática articular e subsequentemente na região do tronco.

A relação entre a altura e as alterações biomecânicas da coluna vertebral já foram objecto de análise de forma qualitativa. Na nossa investigação, testamos essa relação de forma quantitativa e verificamos que a altura tem uma influência significativa, principalmente na amplitude do ângulo da lordose lombar. De facto, é possível observar que as mulheres de estatura mais baixa (com altura inferior a 1620,0 mm) apresentam ângulos maiores do que as mulheres mais altas. Esta influência também é mensurável na posição x, y e z do vértice

das apófises espinhosas. Assim sendo, tendo em conta os resultados obtidos, podemos considerar a altura como factor relevante na adaptação postural ao longo da gravidez promovendo a estabilidade fisiológica e funcional.

Tal como esperado, os nossos resultados confirmam a existência do aumento significativo do perímetro abdominal e do índice de massa corporal no decorrer da gravidez. O aumento substancial do índice de massa corporal ao longo da gravidez é considerado normal, devido ao desenvolvimento fetal e às alterações fisiológicas e morfológicas do organismo materno que lhe dão suporte (Borg-Stein *et al*, 2005).

Todavia, ao contrário do que era expectável e em contraste com o que foi identificado como significativo em outros estudos, a nossa investigação demonstrou de forma quantitativa que o perímetro abdominal e a idade não estão relacionados com os ângulos das curvaturas nem com a posição x, y e z do vértice das apófises espinhosas ao longo do período gestacional na amostra em estudo.

Em relação ao IMC, contrariamente a outras análises, verificámos que este não está relacionado com o ângulo das curvaturas, no entanto observamos que essa relação é estatisticamente significativa com a posição y às 32 semanas e com a z às 32 e 37 semanas. Perante os resultados, concluímos que as grávidas que apresentam um IMC mais elevado têm uma maior alteração na posição y e z do vértice das apófises espinhosas, o que poderá estar relacionado com a busca da estabilidade corporal.

Ostgaard (1993), Dumas *et al* (1995) afirmam que o facto de as grávidas serem múltiparas ou primíparas influencia o ângulo da lordose lombar. Na nossa análise, os resultados obtidos da amostra evidenciam que a paridade apenas está relacionada com a amplitude do ângulo da lordose lombar às 20 semanas, sendo pouco expressiva nos restantes momentos de avaliação.

Kashanian *et al* (2009) avaliaram o ângulo da lordose lombar em dois grupos de mulheres, um com vida sedentária e outro que praticava exercício. Verificaram que entre a 16ª e a 24ª semana de gestação, em ambos os grupos as grávidas apresentavam aumentos no ângulo da lordose lombar ao longo do período gestacional, havendo no entanto comportamentos

distintos ao nível da amplitude: no primeiro grupo registou-se um aumento de 2,3° ao passo que no outro grupo o aumento foi de apenas 0,9°.

A nossa investigação indicou resultados diferentes, uma vez que constatámos que a variação dos ângulos da lordose lombar entre dois momentos consecutivos é maior nas pessoas que praticam exercício sendo essa diferença estatisticamente significativa. Observamos, também, que a actividade física apenas está estatisticamente relacionada com a lordose lombar às 20 semanas e a lordose cervical às 32 semanas.

Não se exclui a hipótese da discrepância dos nossos resultados face aos estudos anteriores se dever à reduzida representatividade dos grupos de múltiparas, mestiças e grávidas que praticam exercício físico no conjunto da amostra, o que por si pode justificar o facto de os resultados não serem mais reveladores.

Outro aspecto original analisado no presente estudo foi a avaliação quantitativa das alterações psicológicas (depressão, ansiedade e *stress*) bem como a sua relação com o comportamento biomecânico da coluna vertebral ao longo da gravidez.

Ao longo dos últimos anos tem havido vários estudos que mostraram a existência de perturbações psicológicas durante a gestação (Lancaster *et al*, 2010; Evans *et al*, 2001; Andersson *et al*, 2003; Mancuso *et al*, 2004; Zimmer-Gembeck *et al*, 1996; Kurki, 2000; Lee, 2007; Kurki *et al*, 2000). Embora as informações sobre factores de risco para a ansiedade e depressão pré-natal estejam disponíveis na literatura (Cooper, 1996), a maioria dos estudos tem o seu foco apenas num determinado momento da gravidez. A análise longitudinal dos riscos de depressão, ansiedade e *stress* em diferentes fases do período gestacional é indispensável para identificar os respectivos *scores* no mesmo momento ao longo da gravidez. Tal identificação é relevante para o desenvolvimento de estratégias eficazes de prevenção e intervenção precoce (Kurki *et al*, 2000).

Assim, o nosso estudo permitiu avaliar, para cada momento, e nas quatro fases de avaliação, as três variáveis psicológicas em simultâneo. Relativamente aos ângulos verificámos que havia diferenças significativas entre o grupo de grávidas que não apresentam *scores* de depressão durante a gravidez e o grupo de mulheres que têm *scores* de depressão durante o período gestacional. Observámos que quanto maior o *score* de depressão maior era o

ângulo, relativamente à lordose lombar (20 semanas) e cifose dorsal (32 semanas). Esta constatação poderá estar relacionada com o facto da pessoa com *scores* de depressão assumir uma postura de flexão. Concluímos, também, que a variação dos ângulos em dois momentos consecutivos ao longo da gravidez apresenta um comportamento estatisticamente diferente nos dois grupos.

Outro aspecto inovador da nossa investigação foi permitir a identificação quantitativa de uma relação negativa entre a cifose dorsal e as raquialgias. Observámos que quanto menor era o ângulo da cifose maior era o *score* de dor. Este aspecto poderá estar relacionado com o facto de, provavelmente, haver uma maior contracção dos músculos posteriores do tronco para impedir o aumento da amplitude do ângulo.

Constatámos ainda que essa tendência também se aplica à lordose cervical apesar de não ser significativa.

Os poucos estudos quantitativos nesta matéria não estabelecem uma relação entre os ângulos das curvaturas e as raquialgias, em contraste com as análises qualitativas que referem que o aumento da lordose lombar na gravidez pode contribuir para o aparecimento de lombalgias (Singh *et al*, 2007).

Martins *et al* (2005) referem que a dor está correlacionada com a tentativa de compensação das curvaturas da coluna vertebral para a manutenção do equilíbrio corporal, já que o centro de gravidade vai-se modificando com o decorrer da gravidez. Há um aumento do ângulo da curvatura lombar com o crescimento do útero. Do mesmo modo a região torácica também tem que se adaptar ao crescimento do volume das mamas e às modificações da região lombar e por isso existe um aumento do ângulo da cifose dorsal.

A nossa investigação sobre a amostra vem contrariar estas conclusões de forma peremptória. No entanto, apesar de não excluirmos a hipótese dos resultados poderem ser condicionados pela subjectividade no diagnóstico das raquialgias (Sabino *et al*, 2008), parece-nos haver uma justificação biomecânica para tal relação negativa, causada pela contracção dos músculos posteriores do tronco que procuram compensar a menor amplitude do ângulo.

CAPÍTULO IX – CONCLUSÕES

O principal objectivo deste projecto foi o de contribuir para uma melhor compreensão das alterações biomecânicas da coluna vertebral durante o período gestacional e identificar quais os factores que poderão estar relacionados com as referidas alterações ao longo de vários momentos da gravidez.

A procecussão deste fim só foi possível de alcançar através da construção de um instrumento concebido à medida dos objectivos propostos.

Para esse efeito, partiu-se de uma abordagem integrada de avaliação da coluna vertebral e dos referidos factores de influência, o que poderá constituir o caminho mais adequado para a identificação das causas das raquialgias e assim contribuir de uma forma objectiva para a sua prevenção. Tomando como base uma compreensão global e integradora da biomecânica da coluna vertebral, este estudo pretende contribuir para a reflexão e o aprofundamento da investigação biomecânica numa perspectiva de apoio à elaboração e implementação de programas de intervenção em Saúde Pública.

Para a concretização do objectivo geral, foram formulados os seguintes objectivos de investigação:

1. identificar as alterações biomecânicas da coluna vertebral que ocorrem durante a gravidez: ângulos da lordose cervical, cifose dorsal e lordose lombar; posição x, y e z do vértice de cada uma das apófises espinhosas, desde a primeira vértebra cervical até à primeira vértebra sagrada;
2. comparar os dados recolhidos nos quatro momentos de avaliação (12, 20, 32 e 37 semanas de gestação) e estimar eventuais diferenças significativas que possam ocorrer nalguns dos domínios supramencionados;
3. identificar e analisar alguns dados relativos às variáveis sócio-demográficas, relacionadas com o feto, com o desempenho ocupacional e do foro psicológico, e eventuais relações entre as alterações biomecânicas da coluna vertebral e as

variáveis nos quatro momentos em que decorreu a recolha de dados (12, 20, 32 e 37 semanas de gestação).

É de senso comum que a gravidez é um período de inúmeras mudanças e os estudos existentes convergem na opinião de que as alterações biomecânicas da coluna vertebral assumem particular importância, uma vez que são amplamente referidas como a etiologia das raquialgias. Estima-se que 80% das mulheres grávidas têm raquialgias e, destas, cerca de 50% permanecem com sintomatologia para além do parto. A relevância do problema fundamentou as bases da presente investigação.

A revisão bibliográfica nesta matéria revelou-se escassa e dispersa, sendo mais de natureza qualitativa e limitada a análises parciais da coluna vertebral. A principal justificação para que uma abordagem global tenha sido negligenciada poderá estar relacionada com a inexistência de um instrumento não-invasivo que avalie a coluna vertebral de uma forma objectiva e completa. Assim, e para concretizar o objectivo principal do presente estudo, foi construído o *Métrica Vertebral* – dispositivo que permite identificar a posição 3D do vértice de cada uma das apófises espinhosas, desde a primeira vértebra cervical até à primeira sacrada, na posição de pé.

Com o desenvolvimento do estudo, concluiu-se que a identificação x, y e z do vértice das apófises espinhosas por si só não era suficiente para a avaliação cabal da coluna vertebral. Para tornar possível o cálculo do ângulo das respectivas curvaturas (lordose cervical, cifose dorsal e lordose lombar), tomando como base os dados recolhidos pelo *Métrica Vertebral*, tornou-se necessária a concepção de raiz de um modelo matemático da coluna vertebral que permitisse a identificação da amplitude do ângulo das referidas curvaturas.

Outro aspecto relevante e inovador desta investigação foi a adaptação cultural para a população portuguesa da escala de medição em saúde *NIH Activity Record*. Este questionário permite uma avaliação holística do indivíduo e a identificação das alterações no desempenho ocupacional nomeadamente em pessoas com dor e/ou fadiga e alterações dos papéis ocupacionais. Os dados recolhidos por esta escala constituem uma fonte importante de informação para direccionar os programas de intervenção numa óptica de abordagem individual da problemática (Kiellofner, 2008).

Os nossos resultados indicam que a versão portuguesa do *NIH Activity Record*, elaborada no âmbito do presente estudo, mostrou-se de fácil compreensão, sendo mínimas as modificações realizadas no processo de adaptação cultural do instrumento. O pré-teste efectuado a uma amostra de 53 grávidas não detectou dificuldades de compreensão ao nível das instruções ou das questões.

Depois da fase de implementação das bases necessárias à concretização da componente prática da investigação avançamos para a recolha e tratamento de dados.

Em contraste com os estudos existentes, os nossos resultados demonstraram que existem oscilações significativas nos ângulos da lordose cervical, cifose dorsal e lordose lombar ao contrário da posição y do vértice da apófise espinhosa em que verificamos que existem diferenças significativas

A caracterização quantitativa das alterações biomecânicas da coluna vertebral é fundamental para delinear estratégias de prevenção e intervenção neste domínio. Para melhor entendermos este fenómeno, fomos analisar a sua eventual relação com um conjunto de variáveis que lhe estão associadas, independentemente destas serem entendidas como causa ou efeito. Neste contexto, a variável que motivou o arranque da investigação foi o impacto das raquialgias na mulher durante o período gestacional, tal como descrito na introdução. Relativamente a este tema, identificámos um aspecto inovador de extrema importância: a existência de uma relação negativa entre a cifose dorsal e as raquialgias, o que se traduz na constatação de que a amplitude dos ângulos varia em função inversa do *score* de dor registada.

No tocante às restantes variáveis, verificámos a existência de diferenças significativas na relação que se estabelece durante a gravidez entre variáveis como a altura, raça, prática de exercício físico, depressão, etc e os ângulos das curvaturas, bem como a posição x, y e z do vértice das apófises espinhosas.

Considerando as metas que nos propusemos alcançar na presente investigação, concluímos que todos os objectivos propostos foram concretizados com sucesso, cumprindo as seguintes tarefas:

1. Concepção de um equipamento não-invasivo - *Métrica Vertebral* – que identifica a posição 3D do vértice das apófises espinhosas;
2. Elaboração de um modelo matemático da coluna vertebral capaz de reconhecer os ângulos da lordose cervical, cifose dorsal e lordose lombar;
3. Adaptação cultural de uma escala de medição em saúde para a população portuguesa - *NIH Activity Record (ACTRE)*;
4. Análise da Biomecânica da Coluna Vertebral ao longo da gravidez e identificação dos respectivos aspectos com ela relacionados.

Apesar da obtenção de resultados significativos e animadores, a presente dissertação revela certas limitações. De entre as mais evidentes salientam-se algumas características da amostra, nomeadamente a reduzida representatividade de mulheres nos grupos de múltiparas, mestiças e das que praticam exercício físico. A expansão da amostra dos referidos grupos criará condições para identificar possíveis correlações entre estes factores e as alterações na amplitude dos ângulos das curvaturas da coluna vertebral e na posição x, y e z do vértice das apófises espinhosas ao longo da gravidez.

Em relação ao *Métrica Vertebral* ressaltamos que o processo de validação foi efectuado pelo mesmo avaliador ao longo de todo o processo, assim escolhido por ser o elemento que aglutinava todos os requisitos exigidos para a correcta aplicação do instrumento. Seria necessário efectuar uma validação da mesma amostra por mais do que um avaliador, para comparação dos resultados inter-avaliadores e permitir uma identificação de eventuais erros de medição.

Por outro lado, verificámos que o modelo matemático da coluna vertebral, desenvolvido de raiz no presente trabalho, apesar de cumprir os objectivos propostos, ainda apresenta algumas lacunas que devem ser colmatadas. Reconhecemos que deverá ser melhorado para uma modelação que contemple um maior número de factores permitindo uma avaliação mais complexa da coluna vertebral. Deve, também, ser aperfeiçoado o seu processo de validação uma vez que identificamos limitações na comparação com as radiografias.

Não obstante as referidas lacunas, a corrigir em trabalhos futuros, a presente investigação contribuiu para um aprofundamento do *estado da arte* da compreensão das alterações biomecânicas da coluna vertebral durante a gravidez. Produziu-se pela primeira vez um estudo sistemático e global da coluna vertebral que contempla a caracterização da amplitude dos ângulos das suas curvaturas e a posição 3D do vértice das apófises espinhosas, bem como a descrição dos factores relacionados com as referidas alterações. Esta sistematização só pôde ser alcançada graças ao contributo interdisciplinar de equipas da área da Física, da Engenharia, da Matemática e da Saúde.

Ao construir o *Métrica Vertebral*, esperamos contribuir para uma melhor identificação das disfunções e/ou patologias da coluna vertebral, na posição de pé. Através de um melhor diagnóstico poder-se-á elaborar e implementar programas de intervenção mais direccionados aos problemas específicos de cada pessoa. É um dispositivo que tem diferentes aplicações podendo ser facilmente adoptado em áreas como ortopedia, neurocirurgia, pediatria e reabilitação. Sublinhamos, ainda que este instrumento não se esgota na amostra da presente investigação pois pode ser futuramente aplicada à população em geral

Realçamos o facto do Métrica Vertebral representar uma inovação no campo da prevenção uma vez que pode ser aplicado repetidas vezes sem prejuízo do indivíduo. Acresce que o facto de ser menos dispendioso, de fácil transporte e apresentar poucas exigências logísticas. O que torna passível de ser utilizado em diferentes contextos entre os quais o ambulatório: público e privado (centro de saúde / consultório) e hospitalar.

O trabalho original sobre o *Métrica Vertebral* teve um impacto significativo, como se pode constatar pela:

- escolha da Reitoria para representar a Universidade Nova de Lisboa no *I2P Competition* organizado pela COTEC;
- interesse despertado numa empresa multinacional – líder de mercado na área da Saúde – para uma eventual comercialização;

- publicação no *European Patent Bulletin* de 22-12-2010 - 2010/51, sob o nº. 2263531, o que demonstrou o interesse da Faculdade em assegurar a protecção da patente ao nível internacional.

Para além disso foram desenvolvidos três projectos no âmbito do Mestrado em Engenharia Biomédica com o objectivo de automatizar o processo de recolha dos dados do *Métrica Vertebral*, de desenvolver um software que permite a representação 3D em tempo real da coluna vertebral e cálculo dos ângulos inter-vertebrais.

Na área da Saúde a aplicação do questionário *NIH Activity Record* proporciona uma nova escala de medição com impacto na melhoria da avaliação global do indivíduo. Dado tratar-se de uma ferramenta que permite relacionar informação de três variáveis (dor, fadiga e desempenho ocupacional) poderá contribuir de uma forma significativa, em futuros estudos, para direccionar os programas de intervenção no domínio dos papéis ocupacionais (Kiellofner, 2008).

Durante a aplicação do questionário *NIH Activity Record*, foi recolhido um conjunto extenso de dados cuja análise não foi possível efectuar na sua globalidade. Perante a impossibilidade prática de tratar toda a informação registada, optou-se pela delimitação do campo de estudo às variáveis consideradas mais significativas (dor e número de horas na posição de sentado, de deitado e de pé), deixando as restantes em aberto para trabalhos futuros.

Verificámos que esta escala de medição já suscitou o interesse de vários profissionais de Saúde que vêm vantagem na sua aplicação noutro tipo de amostras, com propósitos diferentes nomeadamente nas áreas de ortopedia, reumatologia e psiquiatria.

Os resultados dos estudos desenvolvidos neste âmbito, por um lado contribuem de uma forma objectiva na implementação de estratégias de intervenção e por outro levantam algumas questões que apontam para novas orientações de investigação, envolvendo propostas diferentes de análises, com inclusão de outras variáveis não contempladas neste projecto e de amostras de dimensão alargada e diferenciada. Procurámos sintetizar as principais questões a explorar da seguinte forma:

- Identificação do ângulo intervertebral, desde a 1ª vertebral cervical até à 1ª sacrada;

- Identificação da pressão no disco intervertebral;
- Análise longitudinal da Biomecânica da Coluna Vertebral em pessoas com raquialgias;
- Amostras com um maior número de grávidas múltíparas de diferentes raças e com prática de actividade física.

Perante os resultados, a observação de associações significativas entre alguns domínios elucidou-nos sobre algumas variáveis que podem assumir-se como alvo de intervenção. Assim, um objectivo fulcral em qualquer iniciativa de intervenção terapêutica refere-se tanto à identificação dos factores de risco, como ao desenvolvimento de estratégias de actuação.

Relativamente às áreas de intervenção, existem algumas recomendações que se podem sugerir, nomeadamente o imprescindível envolvimento activo de todos os profissionais da área da saúde materno-obstétrica.

Poderemos concluir que a presente investigação revela resultados de interesse científico básicos e com aplicações clínicas práticas evidenciando o seu benefício no âmbito da Saúde Pública, facto este que tem sido reconhecido por diferentes entidades.

A sua natureza multidisciplinar, abrangendo áreas da Física, da Engenharia, da Matemática e da Saúde, constituiu uma prova de superação de obstáculos para harmonizar diferentes linguagens, procedimentos, metodologias e perspectivas de actuação características de cada um destes domínios. Ultrapassado este desafio, foi a mesma transversalidade que possibilitou a identificação da necessidade, a concepção e aplicação do Métrica Vertebral e a respectiva análise dos resultados, com vista a uma intervenção prática.

O objectivo que procurámos alcançar não é um fim em si mesmo, antes se afirma como um incentivo a futuras investigações para alcançar uma melhor e mais abrangente compreensão da biomecânica da coluna vertebral. Tal conhecimento integrado só será viabilizado porque foi construído o Métrica Vertebral

BIBLIOGRAFIA

Almeida L S, Freire T. Metodologia da investigação em psicologia e educação (2ªed.). Braga: Psiquilíbrios. 2000.

Andersson BJG, Ortengren R. Lumbar disc pressure and myoelectric back muscle activity during sitting: II. Studies on an office chair. *Sacand J Rehabil* 1974; 6: 115-121.

Andersson L, Sundstrom-Poromaa I, Bixo M, Wulff M, Bondestam K, Astrom M. Point prevalence of psychiatric disorders during the second trimester of pregnancy: a population-based study. *Am J Obstet Gynecol* 2003; 189:148-54.

Akel I, Pekmezei M, Hayran M, Genc Y, Kocak O, Derman O, Erdogan I, Yazici M. Evaluation of shoulder balance in the normal adolescent population and its correlation with radiological parameters. *Euro Spine Journal* 2008; 17: 348-354.

Artal R, Sherman C. Exercise during pregnancy. *Phys Sports Med*. 1999; 27: 51-60.

Baraúna M A, Canto R S T, Sanchez H M, Bustamante J C F, Ventura-Silva, R. A. e Malusá, S. Validade e Confiabilidade Intra-Indivíduo do Cifolordometro na Avaliação da Convexidade Torácica *Rev. bras. fisioter* 2005; 9(3): 319-325.

Baraúna M A, Canto R S T, Sanchez H M, Bustamante J C F. Validade e confiabilidade intra-indivíduo do cifolordômetro na avaliação da convexidade torácica. *Rev Bras Fis* 2005; 9(3): 319-325.

Batouche M, Benlamri R. A computer vision system for diagnosing scoliosis. In: IEEE, editor. IEEE international conference on pervasive computing and communications. 1994; 2623–2628.

Berg G, Hammar M, Moller-Nielsen J, Linden U, Thorblad J. Low back pain during pregnancy. *Obstet Gynecol* 1988; 71:71–75.

Biering-Sorensen F. Low back trouble in a general population of 30-, 40-, 50-, and 60-year-old men and women: study design, representativeness, and basic results. *Dan Med Bull* 1982; 29:289-299.

Benetti F, Pegoretti C, Witting D, Depra P, Campos M, Sabatino J, Brentikofer R. Curvatura lombar e inclinação do tronco durante o período gestacional. *Rer. Ciênc. Med* 2005; 14: 259-265

Biering-Sorensen F. Low back trouble in a general population of 30-, 40-, 50-, and 60-year-old men and women: study design, representativeness, and basic results. *Dan Med Bull* 1982; 29:289 – 299.

Bradford D S, Lonstein JE, Moe J H, Ogivie J W, Winter R B. Escoliose e outras deformidades da coluna: o livro de moe., 2ª ed., Santos, SP, 1994.

Borg-Stein J, Dugan S, Gruber J. Musculokeletal aspects of pregnancy. *Am J. Phys Med Rehabil.* 2005; 84: 180-192.

Benson P E, Richmond S. A critical appraisal of measurement of the soft tissue outline using photographs and video. *Euro Journal Orthodontics*, Oxford 1997; 14 (4): 397-409.

Berg D, Hill D, Raso V, Lou E, Church T, Moreau M, Mahood J. Using three-dimensional difference maps to assess changes in scoliotic deformities. *Medica, Biological Engineering & Computing* 2002; 40; 290-295.

Bernhardt M, Bridwell K H. Segmental analysis of the sagittal plane alignment of the normal thoracic and lumbar spines and thoracolumbar junction. *Spine* 1989; 14 (7): 717-21.

Bullock J, Bullock M, Jull G. The relationship of low vack pain_to postural changes during pregnancy._*The Australion Journal of Physiotherapie*, 1987; 33 (1): 10-17.

Bullock-Saxton, JE. Changes in posture associated with pregnancy and the early post-natal period measured in standing. *Physiotherapy Theory and Practice* 1991; 7 (2):103-109.

Caillet R. Escoliose diagnóstico e tratamento. São Paulo: Manole 1979.

Campbell-Kyureghian N, Jorgensen M, Burr D, Marras W. The prediction of lumbar spine geometry: method development and validation. Clin. Biomech., Bristol. 2005; 20 (5): 455-64.

Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L. Human movement analysis using stereophotogrammetry—Part 1: theoretical background. Gait Posture 2005; 21(2): 186–196.

Chaffin B, Andersson GBJ, Martin BJ. Biomecânica Ocupacional. Belo Horizonte: Ergo. 2001.

Chen PL, Dumas GA, Simth J T, Leger A, Plamondon A, McGrath MY, Tranmer J E. Analysis of self reported problematic tasks for pregnant women. Ergonomics. 2006; 49 (3): 282-291.

Chen YL, Lee YH. A non-invasive protocol for the determination of lumbosacral vertebral angle. Clin Biomech. 1997; 12: 185-189.

Chen P, Pantel M, Simth T, Dumas G, Leger A, Plamondon A, McGrath M, Tranmer J. Back pain of working pregnant women: identification of associated occupational factors. Applied Ergonomics 2009; 40: 419-423.

Claman L, Patton D, Rashid R. Standardized portrait photography for dental patients Am J Orthod Dentofacial Orthop, United States, 1990; 9 (3): 197-205.

Clapp JF. Exercise and fetal health. J. Dev. Physiol. 1991; 15: 9-14.

Corrêa H, Dias A, Fasolo E, Albergaria M, Dantas E. Análise do comportamento da curvatura lombar no ciclo grávido-puerperal. Fit Perf J. 2003; 2: 83-89.

Cooper MSN, Rachel L. The preterm prediction study: maternal *stress* is associated with spontaneous preterm birth at less than thirty five weeks gestation. Am J Obstet Gynecol 1996; 175:1286-1292.

Cryriax J. Textboock of Orthopaedic Medicine. Cassel. Londres 1965.

Cunha-Miranda L, Cristóvam T. Doenças Reumáticas e Trabalho: a actividade do doente versus a actividade da doença. Acta Reumatol Port. 2009; 34:465-474.

Cunha-Miranda L, Cristóvam T. Doenças Reumáticas e Trabalho: a actividade do doente versus a actividade da doença. Acta Reumatol Port. 2009;34: 465-474.

Danforth DN. Pregnancy and labor from the vantage point of the physical therapist. *Anj. Phys Med* 1967; 46 (1): 653 – 658.

Daniel F, Jess K. Anatomic location of spinal cord injury – relationship to the cause of injury. *Spine* 1986; 11:2–5.

Dresher BD, Asher MA. Thoracic kyphoscoliosis resembling neurofibromatosis: a case report focusing on subfascial instrumentation. *Spine* 2002; 2(2):151–155.

Dumas GA, Reid JG, Wolfe LA, Griffin MP, McGrath MJ. Exercise, posture, and back pain during pregnancy. *Clinical Biomechanics*. 1995; 10: 98-103.

Dumas G, Upjohn T, Delisle A, Charpentier K, Leger A, Plamondon A, Salazar E, McGrath M. Posture and muscle activity of pregnant women during computer work and effect of an ergonomic desk board attachment. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2009; 39: 312-325.

D'osualdo F, Scherano S, Iannis M. Validation of clinical measurement of kyphosis with a simple instrument, the arcometer. *Spine* 1997; 22: 408-413.

Descarreaux M, Blouin JS, Teasdale N. A non-invasive technique for measurement of cervical vertebral angle: report of a preliminary study. *European Spine Journal*. 2003; 12: 314-319.

Dutkowsky, J.P.; Shearer, D.; Schepps, B.; Orton, C.; Scola, F. (1990) Radiation exposure to patients receiving routine scoliosis radiography measured at depth in an anthropomorphic phantom. *J. Pediatr. Orthop.*, New York. 10 (4): 532-534.

European co-operation for Accreditation (EA). EA-4/02 – Expression of the Uncertainty of Measurement in Calibration. 1999

Esperança Pina, JAE. *Anatomia Humana da Locomoção*. 3ª Edição, LIDEL- Edições Técnicas, Lda. Lisboa 1999.

Evans J, Heron J, Francomb H, Oke S, Golding J. Cohort study of depressed mood during pregnancy and after childbirth. *BMJ*. 2001; 323: 257-260.

Flaherty JA, Gaviria FM, Pathak D, Mitchell T, Wintrob R, Richman JA, Birz S. Developing instruments for crosscultural psychiatric research. J Nerv Ment Dis.1988; 175 (5):257-263.

Fast A, Weiss L, Ducommun J, Medina E, Butler J. Low-Back Pain in pregnancy – Abdominal muscles, sit-up performance, and back pain. Spine 1990; 15(1): 28-30.

Ferreira. C, Nakano A. Reflexões sobre as bases conceituais que fundamentam a construção do conhecimento acerca da lombalgia na gestação. Latino-am Enfermagem 2001; 9: 95-100.

Fon G, Pitt M, Thies A. Thoracic kyphosis: range in normal subjects. A J R. 1980; 134: 979-983.

Fortin M. O processo de Investigação. Lusociência. Portugal. 2000.

Fragoso IVF. Cinantropometria – Curso Prático. Universidade Técnica de Lisboa. Faculdade de Motricidade Humana. 2005.

França, C. Modelo Matemático da Coluna Vertebral: Concepção e projecto de um aparelho de Medição 3D da Coluna Vertebral. Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica. Faculdade de Ciência e Tecnologia /UNL 2010.

Franklin M, Conner-Kerr T. An analysis of posture and back pain in the first and third trimesters of pregnancy. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy 1998; 28 (3): 133-138.

Furst G. Measuring Fatigue in Chronic Fatigue Syndrome. Journal Of Chronic Fatigue Syndrome. 1998; 5: 55-59.

Gaillet, P. M., Forstter, A. L. Human Movement. Edinburgh: Churchill Livingstone. 1982.

Gilio CA, Volpon JB. Development and evaluation of thoracic kyphosis and lumbar lordosis during growth. Journal Childrens Orthopaedics 2007; 1 (3): 187-193.

Gelb DE, Lenkie LG, Bridwell KH, Blanke K, Mcenery KW. An analysis of sagittal spinal alignment in 100 asymptomatic middle and older aged volunteers. Spine. 1995; 20 (12): 1351-1358.

Gerber LH, Furst G. Validation of the NIH activity record. A quantitative measure of life activities. *Arthritis Care Res.* 1992-; 5: 81-86.

Gerber LH, Furst G. Scoring methods and application of the activity record (ACTRE) for patients with musculoskeletal disorders. *Arthritis Care Res.* 2005; 5: 151-156.

George D, Picetti I, Janos P, Ertl H. Endoscopic instrumentation, correction and fusion of idiopathic scoliosis. *Spine* 2001; 1(3):190–197.

Gouveia VV, Chaves SSS, Oliveira ICP, Dias M, Gouveia R, Andrade P. The use of the GHQ-12 in a general population: a study of its construct validity. *Psicol Teor Pesqui.* 2003; 19:241-248.

Grandjean E. *Manual de Ergonomia: adaptando o trabalho ao homem.* 4.ed. São Paulo: Bookman, 1998.

Grandjean, E.; Hunting , W.; Pidermann, M. VDT Workstation design: preferred settings and their effects. *Human Factors.*1983; 25 (2), 161-175.

Gutke A, Ostgaard HC, Oberg B. Predicting persistent pregnancy-related low back pain. *Spine* 2008; 33(12): 386–393.

Hanneman SK. Design, analysis, and interpretation of method-comparison studies. *AACN Adv Crit Care* 2008; 19:223–234.

Harrison DE, Cailliet R, Harrison DD. Radiographic analysis of lumbar lordosis. Centroid, Cobb, TRALL and Harrison posterior tangent methods. *Spine* 2001; 26: E235-E242.

Harrison D, Hass, J, Harrison D, Holland B, Tadeusz J. Sagittal skin contour of the cervical spine: interexaminer and intraexaminer reliability of the Flexicurve instrument. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics.* 2005; 28 (7): 516-519.

Hart L, Rose SJ. Reliability of a noninvasive method for measuring the lumbar curve. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1986; 8(4): 180-184.

Hinman, M. Comparison of thoracic kiphosis and postural stiffness in younger and older women. *Spine Journal* 2004; 4: 413-417.

Honrado A, Ribeiro A, Leal I. Contribuição para o estudo da adaptação portuguesa das escalas de depressão ansiedade stress de Lovibond e Lovibond. *Psychologica* 2004; 36: 235-246.

Institute of Medicine, National Academy of Sciences. Nutrition during Pregnancy. WashingtonDC: National Academy Press; 1990.

Instituto Português da Qualidade. Guia para a expressão da incerteza de medição nos Laboratórios de Calibração 2ª ed. 2005.

Jensen PS, Rubio-Stipec M, Canino G, Bird H R, Dulcan, M K, Schwab-Jorge MR. Adaptação transcultural de instrumentos de pesquisa em saúde mental. *Rev. Psiq. Cin.* 1998; 25: 233-239.

Jones SL. Clinical note: Issues to consider for postural health. *Physiotherapy Canada.* 1988; 40 (3): 1972-1973.

Iunes DH, Castro FA, Salgado HS, Moura IC, Oliveira AS, Bevilaqua-Grossi D. Confiabilidade intra e interexaminadores e repetibilidade da avaliação postural pela fotogrametria. *Rev Bras Fisioter.* 2005; 9(3): 327-34.

Kapadji, I. Fisiologia Articular. Esquemas comentados de mecânica humana. Volume 3. Editora Manole Ltda. São Paulo. 1987.

Kashanian M, Akbari Z, Alizadeh MH. The effect of exercise on back pain and lordosis in pregnant women. *J. Gynaecol Obstet.* 2009; 107(2): 160-161.

Khuri A, Mathew T, Sinha B. Statistical tests for mixed linear models. Wiley, New York 1998.

Kiellofner G. Modelo f Human Occupation – Theory and application. Baltimore. Lippincott Williams & Wilkins. 2008

Kisner C, Coby L A. A coluna, problemas subagudos, crônicos e posturas. In: Exercícios Terapêuticos: princípios e práticas. São Paulo: Manole. 1998.

Knoplich J. Enfermidades da coluna vertebral. Robe Editorial. São Paulo, 3ªed. 2003.

Korovessis P, Petsinis G, Papazisis Z, Baillousis A. Prediction of thoracic kyphosis using the De Brunner kyphometer. *J Spin Disor.* 2001; 14(1): 67-72.

Kovac V, Puljiz A, Smerdelj M, Pecina M. Scoliosis curve correction, thoracic volume changes, and thoracic diameters in scoliotic patients after anterior and posterior instrumentation. *Int Orthop (SICOT)* 2001; 25:66–69.

Kristiansson P, Svardsudd K, von Schoultz B. Back pain during pregnancy: a prospective study. *Spine.* 1996; 21: 702-709.

Kyureghyan N, Jorgensen M, Burr D, Marras, W. The prediction of lumbar spine geometry: method development and validation. *Clin Biomech.* 2005; 20: 455-64.

Kurki T, Hiilesmaa V, Raitasalo R, Mattila H, Ylikorkala O. Depression and anxiety in early pregnancy are associated with risk for subsequent preeclampsia, a risk further increased by bacterial vaginosis. *Obstet Gynecol.* 2000; 95: 487–490.

LaBan M, Perrin JC, Latimer FR. Pregnancy and the herniated lumbar disc. *Arch Phys Med Rehab.* 1983; 64: 319-321.

Lancaster AC, Gold JK, Flynn AH, Yoo H, Marcus MS, Davis MM. Risk factors for depressive symptoms during pregnancy: a systematic review. *Am J Obstet Gynecol.* 2010; 202: 5-14.

Lau K, Cheuing K, Chan K, Chan M, Lo K, Chiu T. Relationships between sagittal postures of thoracic and cervical spine, presence of neck pain, neck pain severity and disability. *Manual Therapy.* 2010; 457-462.

Lee A, Lam S, Lau S, Chong C, Chui H, Fong D. Prevalence, Course, and Risk Factors for Antenatal Anxiety and Depression. *Obstet Gynecol.* 2007; 110: 1102-12.

Lengsfeld M, Franck A, van Deursen D L, Griss P. Lumbar spine curvature during office chair sitting . *Medical Engineering and Physics.* 2000; 22 (9): 665-669.

Leroux MA, Zabje K, Simard G, Badeaux J, Coillard C, Rivard CH. A noninvasive anthropometric technique for measuring kyphosis and lordosis: an application for idiopathic scoliosis. *Spine.* 2000; 25 (13): 1689-94.

Liljenqvist U, Lepsien U, Hackenberg L, Niemeyer T, Halm H. Comparative analysis of pedicle screw and hook instrumentation in posterior correction and fusion of idiopathic thoracic scoliosis. *Eur Spine J* 2002; 11:336–343

Lou S, Chou Y, Chou P, Lin C, Chen U, Su F. Sit-to-stand at different periods of pregnancy. *Clinical Biomechanics* 2001; 16: 194-196.

Lovibond P, Lovibons S. The structure of negative emotional states: comparison of the depression anxiety stress scales (DASS) with the Beck Depression and Anxiety Inventories. *Behavior Research and Therapy* 1995; 33: 335–343.

Lundon K, Li A, Bibershtein S. Interrater and Intrarater Reliability in the Measurement of Kyphosis in Postmenopausal Women With Osteoporosis. *Spine*. 1998; 23(18): 1978-1985.

Ma H, Yang Z, Griffith J, Leung P, Lee R. A new method for determining lumbar spine motion using Bayesian belief network. *Med Biol Eng Compu* 2008; 46; 333-340.

Machleder G. Diagnosis and management of arterial compression at the thoracic outlet. *Ann Vasc Surg* 1997; 11(4): 359–366

Magee DJ. Avaliação da postura. In: Avaliação musculoesquelética. 3ª ed. São Paulo: Manole, 2002

Mancuso RA, Schetter CD, Rini CM, Roesch SC, Hobel CJ. Maternal prenatal anxiety and corticotrophin releasing hormone associated with timing of delivery. *Psychosom Med*; 2004; 66:762-769.

Mannion A, Knecht K, Balaban G, Dvorak J, Grob D. A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature. *Eur Spine J*. 2004; 13: 122-136.

Martins R, Silva J. Prevalência de dores nas costas na gestação Ver. *Assoc. Med Bras*, 2005; 51 (3): 144-147.

Mantle MJ, Greenwood RM, Curry HLF. Backache in pregnancy. *Reumatology and Rehabilitation*. 1977; 16: 95-101.

Mantle J, Polden M. *Physiotherapy in Obstetrics and Gynecology*. Elsevier 1991.

McCorry JL, Chambers AJ, Daftary A, Redfern MS. Dynamic postural stability during advancing pregnancy. *J. Biomechanics*. 2010; 43: 2434-2439.

McLain RF, Burkus JK, Benson DR. Segmental instrumentation for thoracic and thoracolumbar fractures – Prospective analysis of construct survival and five-year follow-up. *Spine* 2001; 1(5):310–323.

McGill SM, Hughson RL, Parks K. Changes in lumbar lordosis modify the role of the extensor muscles. *Clin. Biomech. Bristol*. 2000; 15 (10): 777-780.

Mattos P, Segenreich D, Saboya E, Louza M, Dias G, Marcos R. Adaptação transcultural para o português da escala Adult Self – Report Scale para avaliação do transtorno de déficit de atenção / hiperactividade (TDAH) em adultos. *Rev. Psiq. Clin* 2006; 33: 188-194.

Miranda E. *Coluna vertebral*. 1ª Edição, Editora Sprint. Rio de Janeiro 2007.

Mogren I. BMI, pain and hyper-mobility and determinants of long-term outcome for women with low back pain and pelvic pain during pregnancy. *Eur. Spine J*. 2006; 15: 1093-1102.

Moraes Al. M. Modelo de avaliação fisio funcional da coluna vertebral. *Rev. Latino-am Enfermagem* 2001; 9(2): 67-75.

Montgomery D. *Design and analysis of experiments*. Wiley, New York 2005.

Moreno. *Anatomia Geral*. 4ª ed. Egas Moniz Publicações 2007.

Mogren IM. Previous physical activity decreases the risk of low back pain and pelvic pain during pregnancy. *Scand J Public Health* 2005;33 (4):300–306.

Moore K, Dumas GA, Reid JG. Postural changes associated with pregnancy and their relationship with low back pain. *Clin. Biomechanics* 1993; 5: 169-174.

Morgen IM. Previous physical activity decreases the risk of low back pain and pelvic pain during pregnancy. *Scand J Public Health* 2005; 33: 300-306

Moro A, Muniz A, Ávila A. Um Estudo Comparativo da Coluna Vertebral na Posição em Pé e Sentada a partir da Reconstrução 3D. In: Congresso Brasileiro de Biomecânica 1999; 8: 255-259.

Muschik M, Schlenzka D, Robinson F, Kupferschmidt C. Dorsal instrumentation for idiopathic adolescent thoracic scoliosis: rod rotation versus translation. *Eur Spine J* 1999; 8:93–99.

Nigg BM, Herzog W. Biomechanics of the musculo-skeletal system. Chichester, Wiley & Sons 1994

Noren L, Ostgaard S, Nielsen TT, Ostgaard HC. Reduction of sick leaves for lumbar back and posterior pelvic pain in pregnancy. *Spine* 1994; 19 (8): 894-900.

Normand MC, Harrison DE, Cailliet R, Black P, Harrison DD, Holland B. Reliability and measurement error of the biotnix video posture evaluation system — part I: inanimate objects. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2002; 5: 246-50.

Nunnally , J.C. Psychometric Theory. McGraw-Hill. New York 1978.

Ohlén G, Wredmark T, Spangfort E. Spinal sagital configuration and mobility related to low back pain in the female gymnast. *Spine*. 1989; 14 (8): 847-850.

Oliver J, Middleditch E. Anatomical function of the lumbar spine. Buterworth Heinemann. Oxford 1991.

Orvieto R, Achiron A, Bem-Rafael, Gelember I, Achiron R. Low Back Pain of Pregnancy. *Acta Obstetricia et Gynecologica Scandinavica*. 1994; 73: 209-214.

Ostgaard H, Andersson M, Schultz A, Miller J. Influence of some biomechanical factors on low back pain in pregnancy. *Spine*. 1993; 18 (1): 61-65.

Ostgaard H, Andersson M, Schultz A, Miller J. Influence of some biomechanical factors on low back pain in pregnancy. 1993; 1: 61-65.

Paul, JÁ, Sallé H, Frings-Dresen MHW. Effect of posture on hip joint moment during pregnancy, while performing a standing task. *Clinical Biomechanics* 1996; 11(2): 111-115.

Pasquali, L. Princípios de elaboração de escalas psicológicas. *Rev Psiquiatr Clin.* 1998; 25: 206-213.

Pearsall DJ, Reid JG, Hedden DM. Comparison of three noninvasive methods for measuring, scoliosis. *Physical Therapy.* 1992; 72: 648-57.

Pestana M, Gageiro J. Análise de dados para ciências sociais – A completmentaridade do SPSS. 5ª ed Edições Silabo, lda. Lisboa 2008.

Perkins J, Hammer R, Loubert P. Identification and management of pregnancy-related low back pain. *J. of Nurse-Midwifery* 1998; 43(5): 331-340.

Picon P, Gabriel J, Gauer C, Jandyrá M, Fachel G, Manfro G. Desenvolvimento da versão em português do Social Phobia and Anxiety Inventory (SPAI). *Rev Psiquiatr RS.* 2005; 27:40-50.

Pinel-Giroux F, Mac-Thiong J, Guise J, Labelle H. Computerized assessment of sagittal curvatures of spine – Comparison between Cobb and tangent circles techniques”. *J. Spinal Disord. Tech.* 2006; 19 (7):507-512.

Porto F, Gurgel J, Russomano T, Tarso P. Moiré topography: Characteristics and clinical application. *Gait & Posture* 2010; 32 (3): 422-424.

Poole, J. Body mechanics during daily tasks to reduce back pain in women who are pregnant. *Work* 1998; 10 157-165.

Poussa M, Heliovaara M, Seitsamo J, Kononen M, Harmerinta K, Nissinen M. Development of spinal posture in a cohort of children from the age of 11 to 22 years. *Eur. Spine.* 2005; 14: 738-742.

Propst-Proctor SL, Bleck EE. Radiographic determination of lordosis and kyphosis in normal and scoliotic children. *J. Pediatr. Ortop.*, New York. 1983; 3 (3): 344-6.

Quaresma C, Forjaz Secca M. Correlation of the Morphology of pregnant women with factors related to pregnancy and childbirth: a pilot study", In proceedings ISHF/ 2007, FMH / UTL, Portugal 2007; 255-261.

Quaresma C, Forjaz Secca M, Goyri O'Neill J, Branco J. Development a mechanical instrument to evaluate biomechanically the spinal column in pregnant women. Proc. Internacional Conference Biodevice 2009 a; 310-113.

Quaresma C, Forjaz Secca M, Goyri O'Neill J, Branco. Métrica Vertebral: Instrumento de Avaliação Biomecânica da Coluna Vertebral. III Congresso Nacional de Biomecânica 2009b; 405-408.

Quaresma C, João F, Fonseca M, Forjaz Secca M, Veloso A, Goyri O'Neill J, Branco J. Validação do Métrica Vertebral Através de um Sistema Optoelectrico de Esterogrametria. Actas do III. Congresso Nacional de Biomecânica 2009c; 409 – 412.

Quaresma C, João F, Fonseca M, Forjaz Secca M, Veloso A, Goyri O'Neill J, Branco J. Validation of Vertebral Metrics: a mechanical instrument to evaluate posture of the spinal column. O. Dössel and W.C. Schlegel (Eds.): WC IFMBE Proceedings 25/VII, 2009d: 711–713.

Quaresma C, Forjaz Secca M, Goyri O'Neill J, Branco J. Vertebral metrics: Application of a Mechanical Instrument to Evaluate the Spinal Column in Pregnant Women. Proc. Internacional Conference Biodevice 2010a; 143 – 146.

Quaresma C, João F, Fonseca M, Forjaz Secca M, Veloso A, Goyri O'Neill J, Branco J. Comparative evaluation of the tridimensional spine position measured with a new instrument (Vertebral Metrics) and an Optoelectronic System of Stereophotogrammetry. Medical, Biological Engineering and Computing 2010b; 48(11): 1161-1164.

Quaresma C, Silva C, Forjaz Secca M, Goyri O'Neill J, Branco J. "Back Pain during pregnancy: a longitudinal study. Acta Reumatológica Portuguesa. 2010c; 35: 346-351.

Ribeiro JLP. Investigação e Avaliação em Psicologia e Saúde. Colecção Manuais Universitários. Porto Climepsi Editores. 1999

Rio RP, Pires L. Ergonomia: fundamentos da prática ergonómica. 3. ed. São Paulo: LTr, 2001.

Ritchie J. Orthopedic considerations during pregnancy. *Clinical Obstetrics and Gynecology*. 2003; 46 (2): 456-466.

Rhodes P. Orthopaedic conditions associated with child bearing the Practitioner 1958; 181: 305 –312.

Roussouly P, Gollogly S, Berthonnaud E, Dimnet J. Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine* 2005; 30 (3): 346-53.

Rodriguez Q. Lower Back & Pregnancy. Victoria University. USA. 2003.

Sabino J, Grauer J. Pregnancy and low back pain. *Curr Rev Musculokelet Med* 2008; 1: 137-141.

Santos, F. Concepção de um instrumento de medição não invasivo para determinação das curvaturas e desvios laterais da coluna vertebral. Tese de Mestrado em Engenharia Biomédica. Faculdade de Ciência e Tecnologia /UNL 2009.

Sandler, S. The management of low back pain in pregnancy. *Manual Therapy* 1996; 1 (4): 178-185.

Secca M, Quaresma C, Santos F. A Mechanical Instrument to Evaluate Posture of the Spinal Column in Pregnant Women. In IFMBE Proceedings 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering. 23-27 Novembro 2008, Antuérpia, Bélgica.

Shea KG, Stevens PM, Nelson M, Smith JT, Masters KS, Yandow SA. A comparison of manual versus computer-assisted radiographic measurement: Intraobserver measurement variability for Cobb angles. *Spine* 1998; 23(5):551-555.

Mi-Jung S, Young-Sook L, Hyun-Ei O, Jin-Sun K. Effects of a Back-pain-reducing program during pregnancy for Korean women: a non-equivalent control-group pretest-posttest study. *International Journal of Nursing Studies*. 2007; 44: 19-28.

Sihvonen, T.; Huttunen, M.; Makkanen, A.; Airaksinen, O. Functional changes in back muscle activity correlate with pain intensity and prediction of low back pain during pregnancy. *The Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 1998;79: 1210-1212.

Silva, J. Manual de elaboração de relatórios e tratamento de resultados experimentais. Faculdade de Ciências e Tecnologia. Universidade Nova de Lisboa 2005.

Singer K.P, Jones T.J, Breidah PD. A comparison of radiographic and computer-assisted measurements of thoracic and thoracolumbar sagittal curvature. *Skeletal Radiol.*, Salzburg. 1990; 19 (1): 21-6.

Smith M, Russel A, Hodges P. Is there a relationship between parity, pregnancy, back pain and incontinence. *Int. Urogynecol. J.* 2008; 19: 205-211.

Snijers et al. Change in form of the spine as a consequence of pregnancy. *Digest of 11 th International Conference on Medical and Biological Engineering*. Ottawa, 1976; 670–671.

Svensson HO, Andersson GB, Hagstad A, Jansson PO. The relationship of low-back pain to pregnancy and gynecologic factors. *Spine* 1990; 15 :371–375.

Stagnara P, De Mauroy JC, Dran G, Gonon GP, Costanzo G, Dimnet J, Pasquet A. Reciprocal angulation of vertebral bodies in a sagittal plane: approach to references for the evaluation of kyphosis and lordosis. *Spine* 1982; 7, (4): 335-42.

Sulij E, Mayers D. *An Introduction to Numerical Analysis*. Cambridge. 2003.

Teixeira FA, Carvalho GA. Confiabilidade e validade das medidas da cifose torácica através do Método Flexicurva. *Revista Brasileira de Fisioterapia*. 2007; 11 (3): 199-204.

Walter BF. The prevalence of low back pain in Australian adults. A systematic review of the literature from 1966-1998. *Asia-Pac J Public Health* 1999; 11: 45-51.

Wang SM, Dezinno P, Maranets I, Berman MR, Caldwell-Andrews AA, Kain ZN. Low back pain during pregnancy: prevalence, risk and outcomes. *Obstet. Gynecol.* 2004; 104: 65-70.

Watson A. Procedure for the production of high quality photographs suitable for the recording and evaluation of posture . *Rev. Fisiot. Univ. São Paulo*. 1998; 5 (1) 20-26.

Watson AWS, Macdonncha C. A reliable technique for the assessment of posture: assessment criteria for aspects of posture. *Journal Sports Medicine Physical Fitness*. Turin, 2000; 40 (3): 260-270.

Weinreb JC, Wolbarsht, LB, Cohen JM, Brown CE, Maravilla KR. Prevalence of lumbosacral intervertebral disk abnormalities on MR images in pregnant and asymptomatic nonpregnant women. *Radiology* 1989; 170: 125-128. 1989

Willner, S. Spinal pantograph: a non-invasive technique for describing kyphosis and lordosis in the thoraco-lumbar spine. *Acta Orthop Scand*. 1981; 52: 525-529.

Willner S, Johnson B. Thoracic kyphosis and lumbar lordosis during the growth period in children. *Acta Paediatr Scand*, 1983; 72(6):873-878.

Whitcome K, Shapiro L, Lieberman D. Fetal load and the evolution of lumbar lordosis in bipedal hominins. *Nature* 2007; 450: 1075-1078.

Tan S, Teo E, Cua H. Quantitative three-dimensional anatomy of cervical thoracic and lumbar vertebrae of Chinese Singaporeans 2004; 13:137–46.

Ullman, DG. *The Mechanical Design Process*. 3ª Edição. MacGraw-Hill. 2003

Vendantam R, Lenke LG, Keeney JÁ, Bridwell KH. Comparison of standing sagittal spinal alignment in asymptomatic adolescents and adults. *Spine*. 1998; 23 (2): 211-215.

Vialle R, Levassor N, Rilladon L, Templier A, Skalli W, Guigui P. Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. *J. Bone Joint Surg. Am*. 2005; 87(2); 260-7.

Voutsinas SA, Macewen GD. Sagittal profiles of the spine. *Clin. Orthop. Relat. Res*. Wilmington 1986; 210: 235-242.

Yeras A, Pena R, Junco R. Moiré topography: alternative technique in health care. *Opt Lasers Eng* 2003; 40:105–116.

Yang B, Yang C, Ondra S. A Novel Mathematical Model of the Sagittal Spine. *Spine* 2007; 32 (4): 466-470.

Zimmer-Gembeck MJ, Helfand M. Low birthweight in a public prenatal care program: behavioral and psychosocial risk factors and psychosocial intervention. Soc Sci Med. 1996; 43:187-197.

APENDICE A

ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS DA COLUNA VERTEBRAL DURANTE A GRAVIDEZ

A1 – O questionário NIH Activity Record (ACTRE)

Nome				Idade		Dia/Data				B.I	
Dia 1 Manhã				Pergunta 1	Pergunta 2	Pergunta 3	Pergunta 4	Pergunta 5	Pergunta 6	Pergunta 7	Pergunta 8
Escala	Meia Hora, a começar às	CATEGORIA	Actividade	Durante este tempo senti dor 1 = Nenhuma 2=Muito pouca 3=Alguma 4=Muita	No principio desta meia hora senti fadiga 1 = Nenhuma 2=Muito pouca 3=Alguma 4=Muita	Acho que faço esta actividade 1 = Muito mal 2=Mal 3=Razoávelmente 4=Bem	Acho que esta actividade é 1=Muito difícil 2=Difícil 3=Pouco difícil 4=Fácil	Para mim, esta actividade é 1=Não é significativa 2=Pouco Significativa 3= Significativa 4=Muito significativa	Esta actividade causa fadiga 1 = Nenhuma 2=Muito pouca 3=Alguma 4=Muita	Gosto desta actividade 1 = Nada 2=Muito pouco 3=Um pouco 4=Muito	Parei para descansar durante a actividade 1=Sim 2=Não
	4h30			1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2
	5h00			1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2
	5h30			1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2
	6h00			1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2
	6h30			1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2
	7h00			1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2
	7h30			1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2
	8h00			1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2
	8h30			1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2
	9h00			1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2
	9h30			1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2
	10h00			1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2
	10h30			1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2
	11h00			1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2
	11h30			1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2
	12h00			1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2 3 4	1 2

Tabela A1a: Coeficiente de Pearson

Teste-Reteste	
Total das actividades	
Correlação de Pearson	
Pergunta 1	1,00
Pergunta 2	0,92
Pergunta 3	1,00
Pergunta 4	1,00
Pergunta 5	0,88
Pergunta 6	1,00
Pergunta 7	1,00
Pergunta 8	1,00

Tabela A1b: – Alpha de Cronbach do Questionário

Alpha de Cronbach	
Totalidade das Perguntas da NIH	
nas Actividades mais Referidas	0,77

A2 – Questionário de Caracterização da Amostra:

QUESTIONÁRIO DE CARACTERIZAÇÃO

Código:

Nacionalidade:

Portuguesa ☐

Outra:

Idade: _____

Estado Civil _____

Agregado Familiar: _____

Habilitações Literárias: _____

Profissão: _____

Paridade: _____

DPP: _____

Cirurgia abdominal?

Sim ☐

Não ☐

Itens avaliados nos quatro momentos de recolha dos dados

Variáveis referentes à grávida:

Idade gestacional:

1ª momento _____

2ª momento _____

3ª momento _____

4ª momento _____

Altura do fundo do útero:

1ª momento _____

2ª momento _____

3ª momento _____

4ª momento _____

Perímetro Abdominal:

1ª momento _____

2ª momento _____

3ª momento _____

4ª momento _____

Índice de massa corporal:

1ª momento _____

2ª momento _____

3ª momento _____

4ª momento _____

Calçado utilizado (Tipo de calçado - sapato: altura do salto; ténis; chinelo; outro)

1ª momento_____

2ª momento_____

3ª momento_____

4ª momento_____

Actividade Física (Não / Sim: qual e frequência por semana)

1ª momento_____

2ª momento_____

3ª momento_____

4ª momento_____

Variáveis referentes ao feto:

Percentil do feto

1ª momento_____

2ª momento_____

3ª momento_____

4ª momento_____

Posição *in* útero

1ª momento_____

2ª momento_____

3ª momento_____

4ª momento_____

A3 – Escala de avaliação da Depressão, Ansiedade e *Stress*Escala de Depressão, Ansiedade e *Stress*

Instruções: Para cada uma das frases que vai ler em seguida, assinale com um círculo à volta o número que melhor indica até que ponto cada uma das frases se aplicou a si DURANTE A ÚLTIMA SEMANA.

Não existem respostas certas ou erradas. Responda de acordo com a seguinte escala:

0 – Não se aplicou nada a mim	1 – Aplicou-se a mim algumas vezes	2-Aplicou-se a mim muitas vezes	3-Aplicou-se a mim a maior parte do tempo
-------------------------------	------------------------------------	---------------------------------	---

1.Dei por mim a ficar aborrecido com coisas triviais do dia a dia	0	1	2	3
2. Senti a minha boca seca	0	1	2	3
3.Não consegui sentir nenhum sentimento positivo	0	1	2	3
4. Senti dificuldades em respirar (por exª respirar de modo excessivamente rápido ou falta de ar na ausência de exercício físico)	0	1	2	3
5. Parecia-me não estar a conseguir ir mais além	0	1	2	3
6. Tive tendência a reagir em demasia a determinadas situações	0	1	2	3

7. Senti-me a fraquejar (por exemplo, sem força nas pernas)	0	1	2	3
8. Senti dificuldade em me relaxar	0	1	2	3
9. Estive em situações que me provocaram tanta ansiedade que fiquei aliviado quando consegui sair delas	0	1	2	3
10. Senti que não tinha nada a esperar do futuro	0	1	2	3
11. Dei por mim a ficar aborrecido com grande facilidade	0	1	2	3
12. Senti que estava a utilizar muita energia nervosa	0	1	2	3
13. Senti-me triste e deprimido	0	1	2	3
14. Dei por mim a ficar impaciente quando me faziam esperar (por exº, nos elevadores, semáforos ou qualquer outra situação em que tive que esperar)	0	1	2	3
15. Tive sensações de desmaio	0	1	2	3
16. Senti que tinha perdido o interesse em praticamente tudo	0	1	2	3
17. Senti que não tinha muito valor como pessoa	0	1	2	3
18. Dei por mim a ficar agitado	0	1	2	3

19. Tive suores intensos (por exemplo, mãos suadas) que não foram provocados por temperatura elevada ou por exercício físico	0	1	2	3
20. Senti-me assustado sem ter tido uma boa razão para isso	0	1	2	3
21. Senti que a vida não valia a pena	0	1	2	3
22. Tive dificuldades em me acalmar	0	1	2	3
23. Tive dificuldades em engolir	0	1	2	3
24. Parece que não consegui ter prazer nas coisas que fiz	0	1	2	3
25. Senti alterações no meu coração sem fazer exercício físico (aumentos no ritmo cardíaco ou falta de batimentos)	0	1	2	3
26. Senti-me desanimado e melancólico	0	1	2	3
27. Senti-me irritável	0	1	2	3
28. Senti-me quase a entrar em pânico	0	1	2	3
29. Senti dificuldade em acalmar-me depois de algo que me aborreceu	0	1	2	3
30. Tive medo de não conseguir enfrentar tarefas simples porque não estou familiarizado com elas	0	1	2	3

31. Não fui capaz de ter entusiasmo por nada	0	1	2	3
32. Tive dificuldade tolerar ser interrompido no que estava a fazer	0	1	2	3
33. Estive num estado de tensão nervosa	0	1	2	3
34. Senti que não tinha valor	0	1	2	3
35. Estive intolerante em relação a qualquer coisa que me impedisse de terminar o que estava a fazer	0	1	2	3
36. Senti-me aterrorizado	0	1	2	3
37. Não consegui ver nada no futuro para ter esperança	0	1	2	3
38. Senti que a vida não tinha sentido	0	1	2	3
39. Senti que por vezes estava sensível	0	1	2	3
40. Preocupe-me com situações em que podia entrar em pânico e fazer figura ridícula	0	1	2	3
41. Senti tremores (por exemplo, nas mãos)	0	1	2	3
42. Tive dificuldade em tomar iniciativa para fazer coisas	0	1	2	3

Tabela A4: Identificação das cotações atribuídas ao DASS

	Depressão	Ansiedade	Stress
Normal	0 a 9	0 a 7	0 a 14
Médio	10 a 13	8 a 9	15 a 18
Moderado	14 a 20	10 a 14	19 a 25
Severo	21 a 27	15 a 19	26 a 33
Muito Severo	28+	20+	34+

APENDICE B

Tabela B1 – Caracterização da Amostra : Análise de Frequências

		Freq.	%
Nacionalidade	Portuguesa	36	73,5
	Moçambicana	1	2,0
	Cabo-Verdiana	1	2,0
	Argentina	1	2,0
	Nepalesa	1	2,0
	Brasileira	4	8,2
	Angolana	1	2,0
	São Tomé	1	2,0
	Romena	2	4,1
	Alemã	1	2,0
	Total	49	100,0
Raça	Caucasiana	45	91,8
	Mestiça	4	8,2
	Total	49	100,0
Idade	19-24 anos	9	18,4
	25-30 anos	16	32,7
	31-36 anos	16	32,7
	37-42 anos	8	16,3
	Total	49	100,0
Estado civil	Casado / União de facto	39	79,6
	Solteiro	9	18,4
	Divorciado / Separado	1	2,0
	Total	49	100,0
Agregado familiar	2 Pessoas	32	65,3
	3 Pessoas	12	24,5
	4 Pessoas	4	8,2
	5 Pessoas	1	2,0
	Total	49	100,0
Habilitações literárias	1ª ciclo (1ª - 4ªano)	1	2,0
	2ªciclo (5ª - 6ª)	1	2,0
	3ª ciclo (7ª - 9ª)	7	14,3
	Ensino Secundário (10ª 12ªano)	20	40,8
	Ensino Superior	20	40,8
	Total	49	100,0
Profissão: Sentado ou de Pé	Não trabalham	4	8,2
	Sentado	15	30,6
	Pé	25	51,0
	Em pé e sentado	5	10,2
	Total	49	100,0
Cirurgia	Sim	8	16,3
	Não	41	83,7
	Total	49	100,0
Paridade	Primípara	44	89,8
	Múltipara	5	10,2
	Total	49	100,0

Tabela B2 – Métrica Vertebral - Comparação dos 4 Momentos de Avaliação: Média e Desvio Padrão e ANOVA para Medidas Repetidas

	Momento 1 (12 Semanas)		Momento 2 (20 Semanas)		Momento 3 (32 Semanas)		Momento 4 (37 Semanas)		ANOVA Medidas Repetidas
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	
C1-X	37,9	10,3	35,2	8,4	35,3	8,9	35,6	7,3	≠ M1 VS M2
C1-Y	112,9	17,1	107,3	17,5	106,9	19,1	106,8	20,7	≠ M1 Vs M2, M3 e M4
C1-Z	608,2	64,6	609,3	65,0	609,6	65,7	611,7	66,9	≠ M1 VS M4
C2-X	37,8	10,3	35,2	8,2	35,3	8,9	35,7	7,2	≠ M1 VS M2
C2-Y	112,4	17,3	107,0	17,6	106,3	19,4	106,4	20,6	≠ M1 Vs M2, M3 e M4
C2-Z	601,4	64,4	602,2	65,3	603,6	65,4	605,9	66,9	≠ M4 Vs M1, M2
C3-X	37,7	10,0	35,4	8,4	35,4	8,9	35,7	7,2	Não há diferenças
C3-Y	111,6	17,6	106,6	17,6	105,9	19,1	105,7	20,6	≠ M1 Vs M2, M3 e M4
C3-Z	594,9	63,8	595,5	64,9	597,2	65,3	599,6	65,9	≠ M4 Vs M1, M2
C4-X	37,6	10,0	35,4	8,0	35,6	8,8	35,7	7,2	Não há diferenças
C4-Y	110,3	17,3	105,2	17,4	104,9	19,3	105,0	21,1	≠ M1 Vs M2, M3
C4-Z	587,9	63,3	588,9	64,8	590,0	64,4	593,0	65,8	≠ M4 Vs M1, M2 e M3
C5-X	37,5	10,0	35,4	8,1	35,6	8,8	35,8	7,1	Não há diferenças
C5-Y	109,3	17,3	103,7	16,8	103,5	18,8	103,3	21,2	≠ M1 Vs M2, M3 e M4
C5-Z	581,1	62,5	582,1	64,1	583,2	64,6	586,5	65,4	≠ M4 Vs M1, M2 e M3
C6-X	37,6	10,1	35,4	7,9	35,4	8,7	35,8	7,1	Não há diferenças
C6-Y	106,3	17,5	101,6	17,1	101,5	18,4	101,6	20,4	≠ M1 Vs M2, M3 e M4
C6-Z	574,6	61,6	575,3	64,0	576,6	64,5	579,3	64,3	≠ M4 Vs M1, M2 e M3
C7-X	37,5	9,2	35,2	7,4	35,1	9,0	35,5	7,3	Não há diferenças
C7-Y	101,4	16,5	97,0	16,9	96,7	17,1	97,3	20,3	≠ M1 Vs M2, M3 e M4
C7-Z	567,1	60,9	566,0	63,0	568,9	64,1	571,8	64,2	≠ M4 Vs M1, M2 e M3
D1-X	36,6	9,4	34,2	7,5	33,9	7,7	34,4	6,7	≠ M1 Vs M3
D1-Y	91,4	16,8	86,7	16,5	84,9	17,8	85,9	20,3	≠ M1 Vs M3
D1-Z	551,2	59,9	549,9	61,9	552,0	63,3	555,4	63,4	≠ M4 Vs M1, M2 e M3
D2-X	39,9	8,7	36,9	8,2	36,0	7,5	35,9	6,5	≠ M1 Vs M2, M3 e M4
D2-Y	80,6	17,1	76,7	17,9	74,1	17,5	74,2	19,4	≠ M1 Vs M3 e M
D2-Z	532,1	58,7	531,1	62,4	533,9	62,1	536,6	63,6	≠ M4 Vs M1 e M2
D3-X	38,9	7,6	36,3	7,7	35,5	7,3	35,1	6,3	≠ M1 Vs M2, M3 e M4
D3-Y	70,4	17,9	69,6	18,4	65,5	17,2	63,9	18,9	≠ M1 Vs M3 e M4
D3-Z	508,1	57,6	507,9	61,6	508,7	61,9	512,1	62,6	≠ M4 Vs M1 e M3
D4-X	39,5	7,3	36,7	7,08	36,1	6,7	36,3	6,3	≠ M1 Vs M2, M3 e M4
D4-Y	63,5	17,6	62,7	18,1	58,4	17,5	56,4	18,0	≠ M1 Vs M3 e M4
D4-Z	482,7	57,2	483,3	61,6	484,6	61,5	488,3	62,0	≠ M4 Vs M1 e M3
D5-X	37,6	7,0	34,7	7,4	35,3	7,4	35,5	6,3	≠ M1 Vs M2
D5-Y	59,2	17,1	58,3	18,9	53,9	17,9	51,7	17,4	≠ M1 Vs M3 e ≠ M4 Vs M2 e M1
D5-Z	457,9	56,8	458,4	61,7	459,2	60,9	462,6	61,5	≠ M1 Vs M2, M3 e M4
D6-X	39,7	6,6	36,9	7,1	37,3	6,8	37,4	5,5	≠ M1 Vs M2, M3 e M4
D6-Y	55,8	16,8	54,9	19,1	49,9	18,1	47,8	16,9	≠ M4 Vs M1 e M2
D6-Z	431,9	55,4	432,8	60,7	435,4	58,5	437,2	60,8	Não há diferenças
D7-X	37,0	6,3	33,2	6,9	34,8	6,5	34,6	5,7	≠ M1 Vs M2
D7-Y	53,4	16,5	52,7	18,8	48,0	17,9	45,5	16,7	≠ M4 Vs M1 e M2
D7-Z	406,3	55,4	407,9	60,5	408,4	59,4	411,9	60,6	Não há diferenças
D8-X	35,9	6,1	33,3	6,2	34,1	5,9	35,5	5,4	Não há diferenças
D8-Y	53,3	16,4	51,9	19,3	47,8	18,3	44,9	16,6	≠ M4 Vs M1 e M2
D8-Z	379,2	54,8	381,6	59,4	381,4	58,6	384,9	59,6	Não há diferenças
D9-X	35,6	5,6	32,4	6,1	33,5	4,7	34,5	5,00	≠ M1 Vs M2
D9-Y	55,6	16,3	53,3	19,6	49,9	18,8	47,1	17,4	≠ M1 Vs M4
D9-Z	350,6	53,6	354,4	57,7	353,7	57,5	356,6	57,8	Não há diferenças

Tabela B2 (Continuação) - Métrica Vertebral - Comparação dos 4 Momentos de Avaliação: Média e Desvio Padrão e ANOVA para Medidas Repetidas

	Momento 1 (12 Semanas)		Momento 2 (20 Semanas)		Momento 3 (32 Semanas)		Momento 4 (37 Semanas)		ANOVA Medidas Repetidas
	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	Média	Desvio Padrão	
D10-X	37,5	5,1	35,9	5,9	35,8	4,9	36,5	4,8	Não há diferenças
D10-Y	61,1	16,4	57,7	19,6	54,9	19,4	52,0	17,7	≠ M1 VS M4
D10-Z	325,4	53,7	327,9	57,7	327,8	55,9	330,7	58,5	Não há diferenças
D11-X	36,2	5,1	34,2	5,7	34,6	4,7	35,4	5,0	≠ M1 VS M2
D11-Y	67,1	16,6	63,2	19,8	60,5	19,4	58,0	18,5	≠ M1 Vs M2, M3 e M4
D11-Z	300,9	53,8	304,5	56,1	303,7	54,9	305,8	58,4	≠ M4 Vs M1, M2
D12-X	35,6	5,07	33,4	5,2	33,9	4,5	34,8	5,1	≠ M1 VS M2
D12-Y	66,5	17,2	69,3	20,4	67,9	18,9	65,0	18,6	≠ M1 Vs M3 e M4
D12-Z	276,4	51,5	280,0	54,3	278,9	54,2	280,7	57,3	Não há diferenças
L1-X	37,8	5,1	34,9	4,5	36,3	5,1	36,4	4,3	≠ M1 VS M2
L1-Y	82,1	16,9	76,5	20,1	75,5	19,3	72,5	18,4	≠ M1 Vs M3 e M4
L1-Z	252,8	51,4	256,6	54,0	255,3	53,2	256,3	55,7	Não há diferenças
L2-X	39,2	5,7	35,9	5,9	36,5	5,4	36,7	4,5	≠ M1 VS M2
L2-Y	87,0	17,2	81,8	20,4	80,9	19,5	78,7	17,8	≠ M1 VS M4
L2-Z	233,3	52,2	233,9	52,1	232,0	53,3	233,2	55,0	Não há diferenças
L3-X	38,7	5,3	36,8	5,9	36,7	5,2	36,9	4,5	Não há diferenças
L3-Y	90,2	17,3	85,9	20,5	84,9	19,9	82,6	17,9	≠ M1 VS M4
L3-Z	212,7	53,0	214,4	51,1	212,0	53,5	211,9	53,5	Não há diferenças
L4-X	39,3	4,8	37,5	3,8	37,4	3,3	37,9	2,7	Não há diferenças
L4-Y	88,1	16,9	83,7	20,4	81,8	20,4	80,1	18,3	≠ M1 VS M4
L4-Z	184,1	56,9	189,8	51,2	188,4	53,0	189,3	51,5	Não há diferenças
L5-X	38,9	4,0	37,3	3,0	37,3	2,9	37,6	1,1	Não há diferenças
L5-Y	79,7	16,9	76,9	20,5	73,7	21,5	71,4	18,8	≠ M1 VS M4
L5-Z	165,8	50,6	167,8	49,8	166,7	51,9	167,2	49,1	Não há diferenças
S1-X	40,3	4,3	38,6	3,4	39,0	3,6	39,4	0,62	Não há diferenças
S1-Y	68,5	17,1	67,1	21,1	62,3	21,9	59,5	19,3	≠ M4 Vs M1, M2
S1-Z	144,7	49,0	146,6	48,4	144,7	49,8	146,5	48,3	Não há diferenças

ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS DA COLUNA VERTEBRAL DURANTE A GRAVIDEZ

Tabela B3 – Métrica Vertebral -Mínimo, Máximo e Intervalo de Confiança a 95% para os 4 momentos de Avaliação

	Momento 1 (12 Semanas)			Momento 2 (20 Semanas)			Momento 3 (32 Semanas)			Momento 4 (37 Semanas)		
	Min	Max	IC95%	Min	Max	IC95%	Min	Max	IC95%	Min	Max	IC95%
C1-X	11,2	61,7	34,9-40,9	10,2	54,7	32,8-35,6	10,7	51,7	32,7-37,9	18,7	51,7	33,5-37,7
C1-Y	82,1	159,6	107,9-117,8	77,6	155,6	102,3-112,4	68,6	151,6	101,4-112,4	63,6	149,6	100,8-112,7
C1-Z	475,7	771,2	589,7-626,8	468,7	778,7	590,6-627,9	474,7	777,7	590,7-628,5	484,7	782,7	592,5-630,9
C2-X	11,2	61,7	34,9-40,8	10,2	50,7	32,8-37,5	10,7	51,7	32,7-37,9	18,7	51,7	33,6-37,8
C2-Y	82,1	159,6	107,4-117,4	77,6	155,6	102,00-112,1	68,6	151,6	100,8-111,9	64,6	149,6	100,5-112,3
C2-Z	470,7	761,7	582,9-619,9	462,7	772,7	583,5-620,9	469,7	769,7	584,8-622,4	479,7	777,7	586,7-625,1
C3-X	11,2	61,7	34,8-40,6	10,2	54,2	32,9-37,8	10,7	51,7	32,9-37,9	18,7	51,7	33,6-37,7
C3-Y	79,6	159,6	106,6-116,7	77,6	154,6	101,5-111,6	67,6	147,6	100,4-111,4	64,6	149,6	99,8-111,7
C3-Z	465,7	755,2	576,6-613,3	458,7	761,2	576,8-614,2	465,7	762,7	578,4-615,9	473,7	771,2	580,6-618,6
C4-X	11,2	61,7	34,7-40,5	10,2	54,7	33,1-37,7	10,7	51,7	33,0-38,1	18,7	51,7	33,6-37,8
C4-Y	79,6	154,6	104,4-114,3	74,6	152,6	100,2-110,2	63,1	146,6	99,3-110,4	62,6	149,1	98,9-111,1
C4-Z	459,7	747,7	569,8-606,1	452,7	758,7	570,3-607,6	461,7	756,7	571,5-608,6	467,2	762,7	574,1-611,9
C5-X	11,2	61,7	34,6-40,4	10,2	53,2	33,1-37,7	10,7	51,7	33,1-38,1	18,7	51,7	33,8-37,9
C5-Y	77,1	148,1	104,4-114,3	70,6	152,6	98,9-108,5	63,1	146,6	98,1-108,9	58,6	147,6	97,2-109,4
C5-Z	455,7	738,7	563,2-599,0	446,7	750,7	563,7-600,5	456,7	748,7	564,6-601,7	460,7	752,7	567,7-605,2
C6-X	11,3	61,7	34,6-40,5	10,2	51,7	33,1-37,6	9,7	52,7	32,9-37,9	15,7	48,7	33,7-37,8
C6-Y	69,6	143,6	101,3-111,4	67,6	149,6	96,7-106,5	61,6	140,6	96,2-106,8	55,1	143,6	95,7-107,4
C6-Z	447,7	728,2	556,9-592,3	442,7	745,2	556,9-593,7	451,7	741,7	558,1-595,1	454,2	742,7	560,8-597,8
C7-X	20,7	61,7	34,9-40,1	16,7	51,7	33,1-37,4	9,7	52,7	32,5-37,7	11,2	48,7	33,4-37,6
C7-Y	69,6	138,6	96,7-106,2	62,6	147,6	92,1-101,9	54,6	129,6	91,8-101,6	50,6	139,6	91,5-103,1
C7-Z	444,2	717,7	549,9-584,8	437,7	731,2	547,9-584,2	447,7	736,2	550,6-587,4	438,2	729,2	553,3-590,2
D1-X	10,1	62,6	33,9-39,3	18,6	54,6	32,0-36,3	10,6	48,1	31,7-36,1	17,1	47,6	32,4-36,3
D1-Y	55,6	131,6	86,6-96,2	47,6	132,1	82,0-91,5	36,6	122,6	79,8-90,0	34,6	129,1	80,0-91,7
D1-Z	428,2	698,2	534,0-568,4	424,2	704,7	532,2-567,7	437,2	716,2	533,9-570,2	426,2	708,7	537,2-573,6
D2-X	26,5	67,5	37,4-42,4	19,7	61,5	34,6-39,3	10,5	49,0	33,9-38,2	18,0	47,5	34,0-37,8
D2-Y	46,1	121,1	75,7-85,5	36,1	125,6	71,6-81,9	21,6	110,1	69,1-79,2	22,6	115,1	68,6-79,8
D2-Z	413,5	672,5	515,3-548,9	408,5	674,5	513,2-549,0	423,5	701,5	516,0-551,7	411,5	688,5	518,3-554,9
D3-X	28,0	63,5	36,7-41,1	19,9	49,5	34,1-38,5	12,0	57,0	33,4-37,6	19,5	47,5	33,3-36,9
D3-Y	36,2	115,2	65,3-75,6	25,2	117,2	64,3-74,8	13,7	103,2	60,5-70,4	15,7	102,2	58,5-69,4
D3-Z	389,3	642,3	491,6-524,6	384,3	654,3	490,2-525,6	399,3	680,3	490,9-526,5	384,3	663,8	494,1-530,1
D4-X	27,8	64,3	37,4-41,6	21,1	49,3	34,7-38,7	14,3	47,3	34,2-38,0	18,8	47,3	34,4-38,0
D4-Y	35,6	108,1	58,5-68,7	23,1	109,1	57,5-67,9	10,6	95,1	53,4-63,4	11,6	98,1	51,3-61,6
D4-Z	365,5	624,0	466,2-499,1	356,5	625,5	465,6-501,3	374,5	660,5	466,9-502,3	359,0	644,0	470,5-506,1
D5-X	26,3	59,3	35,6-39,7	17,3	50,8	32,6-36,8	15,3	54,8	33,2-37,4	19,8	46,3	33,7-37,3
D5-Y	31,2	103,2	54,2-64,1	18,2	104,7	52,9-63,7	9,2	93,2	48,7-59,1	10,2	93,2	46,7-56,7
D5-Z	340,3	601,3	441,7-474,3	333,2	603,3	440,7-476,2	348,3	639,3	441,7-476,7	321,3	618,8	444,9-480,3
D6-X	28,3	64,3	37,8-41,6	18,8	53,8	34,8-38,9	17,3	51,3	35,4-39,3	21,3	45,3	35,8-38,9
D6-Y	28,0	103,0	50,9-60,6	16,5	102,5	49,4-60,4	10,0	93,0	44,7-55,1	11,0	89,0	42,9-52,6
D6-Z	318,6	573,6	416,1-447,9	306,6	574,6	415,4-450,2	322,6	612,6	416,3-450,8	301,6	593,6	419,7-454,7
D7-X	27,6	60,6	35,2-38,8	17,6	48,6	31,3-35,2	17,1	49,6	32,9-36,7	17,1	43,6	32,9-36,2
D7-Y	28,8	101,3	48,6-58,2	15,3	100,8	47,3-58,1	8,3	93,3	42,9-53,2	10,3	88,3	40,7-50,3
D7-Z	294,8	551,3	390,4-422,2	284,3	552,3	390,5-425,3	298,3	588,8	391,3-425,4	274,8	569,8	394,5-429,4
D8-X	21,3	59,3	34,1-37,6	19,3	45,3	31,6-35,1	17,8	49,8	32,4-35,8	20,3	45,8	33,9-37,0
D8-Y	26,1	100,1	48,6-57,9	14,1	99,1	46,4-57,5	9,6	94,1	42,6-53,0	10,6	88,1	40,2-49,8
D8-Z	270,4	522,4	363,4-394,9	252,4	523,9	364,5-398,7	278,4	565,9	364,6-398,3	250,9	542,4	367,8-402,0
D9-X	20,4	58,9	34,0-37,2	17,9	39,9	30,6-34,1	21,9	46,4	32,1-34,8	18,9	44,9	33,02-35,9
D9-Y	28,5	100,0	50,8-60,2	16,0	101,0	47,7-59,0	14,0	96,0	44,5-55,3	13,0	93,0	42,2-52,0
D9-Z	241,0	490,0	335,2-366,0	226,0	491,5	338,0-371,0	251,0	529,0	337,1-370,2	224,0	511,0	339,9-373,2

Tabela B3 (continuação)- Métrica Vertebral - Mínimo, Máximo e Intervalo de Confiança a 95% para os 4 momentos de Avaliação

	Momento 1 (12 Semanas)			Momento 2 (20 Semanas)			Momento 3 (32 Semanas)			Momento 4 (37 Semanas)		
	Min	Max	IC95%	Min	Max	IC95%	Min	Max	IC95%	Min	Max	IC95%
D10-X	23,3	56,3	36,0-38,9	20,0	54,3	34,2-37,6	23,3	54,8	34,4-37,2	22,3	49,3	35,1-37,9
D10-Y	33,1	101,1	56,4-65,8	26,1	104,1	52,1-63,3	22,1	103,1	49,3-60,4	14,1	101,1	46,9-57,1
D10-Z	214,3	462,3	310,0-340,8	204,3	463,8	311,3-344,5	224,8	503,3	311,7-343,9	196,3	490,3	313,9-347,6
D11-X	23,2	50,7	34,7-37,6	17,2	43,2	32,6-35,9	19,2	47,7	33,2-35,9	18,2	43,2	33,9-36,8
D11-Y	39,2	109,2	62,3-71,8	31,2	111,2	57,5-68,9	23,2	110,2	54,9-66,1	20,2	108,2	52,7-63,4
D11-Z	189,4	437,9	285,5-316,4	188,9	436,4	288,4-320,6	198,9	472,9	287,9-319,4	171,9	462,9	289,0-322,6
D12-X	23,4	53,9	34,2-37,1	19,4	42,9	31,9-34,9	20,9	46,4	32,6-35,2	19,9	45,9	33,3-36,3
D12-Y	43,4	119,4	69,6-79,4	37,4	124,4	63,5-75,2	28,4	112,9	62,5-73,3	25,4	110,9	59,7-70,4
D12-Z	167,9	407,9	261,6-291,2	165,9	406,9	264,4-295,6	172,9	440,9	263,3-294,4	146,9	427,4	264,2-297,2
L1-X	26,8	53,8	36,4-39,3	23,8	47,8	33,6-36,1	25,8	46,8	34,8-37,7	24,3	45,8	35,1-37,6
L1-Y	53,9	126,4	77,3-86,9	46,9	132,9	70,7-82,3	37,9	116,4	69,9-81,0	32,9	111,9	67,2-77,8
L1-Z	142,2	386,2	238,0-267,5	143,2	379,2	241,1-272,1	152,2	411,2	240,0-270,5	134,2	395,2	240,3-272,4
L2-X	26,8	55,8	37,6-40,9	24,8	56,8	34,1-37,6	25,8	46,8	34,9-38,1	26,3	46,8	35,4-38,0
L2-Y	55,9	135,9	82,1-91,9	46,9	136,9	75,9-87,6	41,9	119,9	75,3-86,6	41,9	116,9	73,6-83,7
L2-Z	123,2	352,2	218,2-248,3	120,2	344,7	219,0-248,9	124,2	371,2	216,7-247,3	114,2	364,7	217,4-249,0
L3-X	28,8	52,8	37,2-40,2	24,8	56,8	35,1-38,5	23,3	47,3	35,2-38,2	26,3	47,3	35,6-38,2
L3-Y	59,9	139,9	85,3-95,2	50,9	140,9	80,0-91,8	47,4	124,9	79,2-90,6	41,9	121,9	77,5-87,9
L3-Z	96,2	326,2	197,5-227,9	103,2	311,2	199,7-229,1	102,2	336,2	196,7-227,4	97,7	330,2	196,6-227,3
L4-X	31,9	58,9	37,9-40,7	29,4	47,9	36,4-38,6	24,4	45,9	36,4-38,4	30,4	46,4	37,1-38,6
L4-Y	59,9	131,9	83,2-92,9	50,9	138,9	77,8-89,5	40,9	129,9	75,9-87,7	48,9	115,9	74,9-85,4
L4-Z	14,5	277,5	167,8-200,5	81,0	288,5	175,1-204,5	85,5	292,5	173,1-203,6	83,5	290,5	174,5-204,1
L5-X	36,6	56,6	37,8-40,1	28,6	42,6	36,4-38,1	22,1	45,1	36,5-38,2	33,6	41,1	37,3-37,9
L5-Y	48,6	120,1	74,9-84,6	39,1	136,1	71,1-82,8	38,1	123,1	67,6-79,9	39,1	110,1	66,0-76,8
L5-Z	52,8	258,8	151,3-180,3	65,8	268,8	153,5-182,1	63,8	266,3	151,8-181,6	68,8	261,8	153,1-181,3
S1-X	33,4	58,9	39,0-41,5	27,9	44,4	37,6-39,6	24,4	53,4	38,0-40,0	36,9	41,4	39,3-39,6
S1-Y	35,2	108,2	63,6-73,4	27,7	129,7	61,1-73,2	25,7	119,7	55,9-68,6	25,7	100,7	53,9-65,1
S1-Z	38,3	239,3	130,6-158,8	42,8	245,8	132,7-160,5	34,3	239,3	130,4-159,0	45,3	243,3	132,6-160,4

Tabela B4 – Perímetro Abdominal – Comparação dos 4 Momentos de Avaliação: Média e Desvio Padrão e ANOVA para Medidas Repetidas

	12 Semanas	20 Semanas	32 Semanas	37 Semanas	Anova Medidas Repetidas
Perímetro Abdominal	Mínimo = 69,0 Máximo = 117,5 Média = 86,0 D. Padrão = 9,6 Mediana = 84,0	Mínimo = 78,0 Máximo = 113,5 Média = 93,5 D. Padrão = 8,9 Mediana = 92,5	Mínimo = 90,0 Máximo = 114,0 Média = 100,8 D. Padrão = 6,3 Mediana = 100,0	Mínimo = 93,0 Máximo = 124,5 Média = 105,2 D. Padrão = 6,8 Mediana = 104,5	≠ significativas entre todos os momentos

Tabela B5 – Centro de Gravidade X -Comparação dos 4 Momentos de Avaliação: Média e Desvio Padrão e ANOVA para Medidas Repetidas

Centro de Gravidade	Momento 1 12 Semanas	Momento 2 20 Semanas	Momento 3 32 Semanas	Momento 4 37 Semanas	Anova Medidas Repetidas
X	Mínimo = 45,2 Máximo = 158,7 Média = 97,7 D. Padrão = 27,6 Mediana = 98,6 I95% =89,8-105,6	Mínimo = 42,3 Máximo = 155,4 Média = 97,4 D. Padrão = 26,6 Mediana = 101,9 I95% =89,8-105,0	Mínimo = 51,9 Máximo = 145,9 Média = 100,0 D. Padrão = 26,2 Mediana = 93,6 I95% =92,5-107,6	Mínimo = 54,6 Máximo = 169,1 Média = 110,6 D. Padrão = 27,6 Mediana = 115,5 I95% =102,7-118,5	≠ M4 Vs M1 e M2 e M3

Tabela B6 – Centro de Gravidade Y -Comparação dos 4 Momentos de Avaliação: Média e Desvio Padrão e ANOVA para Medidas Repetidas

Centro de Gravidade	12 Semanas	20 Semanas	32 Semanas	37 Semanas	Anova Medidas Repetidas
Y	Mínimo = 755,3 Máximo = 962,1 Média = 854,7 D. Padrão = 47,0 Mediana = 855,4 I95% =837,0-866,3	Mínimo = 768,3 Máximo = 938,1 Média = 851,3 D. Padrão = 40,2 Mediana = 853,8 I95% =839,1-863,3	Mínimo = 763,8 Máximo = 966,8 Média = 855,2 D. Padrão = 47,6 Mediana = 857,4 I95% =839,8-868,3	Mínimo = 780,4 Máximo = 966,8 Média = 857,4 D. Padrão = 46,5 Mediana = 859,7 I95% = 842,4-869,6	Não há diferenças Significativas

Tabela B7 – Altura em Milímetros: Estatística Descritiva

	Altura em Milímetros
Mínimo	1470,0
Máximo	1760,0
Média	1608,6
Desvio Padrão	67,9
Percentil 25	1560,0
Percentil 50 (Mediana)	1620,0
Percentil 75	1650,0

Tabela B8 – Índice Massa Corporal antes da Gravidez : Estatística Descritiva

	Índice Massa Corporal antes da Gravidez
Mínimo	17,9
Máximo	36,0
Média	23,4
Desvio Padrão	4,1
Percentil 25	20,3
Percentil 50 (Mediana)	21,8
Percentil 75	25,8

Tabela B9 – Índice de Massa Corporal -Comparação dos 4 Momentos de Avaliação: Média e Desvio Padrão e ANOVA para Medidas Repetidas

	12 Semanas	20 Semanas	32 Semanas	37 Semanas	Anova Medidas Repetidas
Índice Massa Corporal	Mínimo = 18,9 Máximo = 37,3 Média = 24,4 D. Padrão = 4,2 Mediana = 23,2	Mínimo = 21,1 Máximo = 37,1 Média = 25,6 D. Padrão = 3,9 Mediana = 24,3	Mínimo = 22,4 Máximo = 37,1 Média = 27,3 D. Padrão = 3,9 Mediana = 26,2	Mínimo = 22,7 Máximo = 39,1 Média = 28,4 D. Padrão = 4,1 Mediana = 27,3	≠ significativas entre todos os momentos

Tabela B10 – Número de Horas na posição Sentado -Tarde : Comparação dos 4 Momentos de Avaliação – Análise de Frequências e ANOVA de Friedman

Tarde posição sentado	Momento 1 12 Semanas		Momento 2 20 Semanas		Momento 3 32 Semanas		Momento 4 37 Semanas		Anova de Friedman
	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	
Menos de 15 minutos	7	14,3%	5	10,2%	6	12,2%	5	10,2%	$\chi^2 (3)=0,09$ $p = 0,99$
15 minutos a 1 hora e meia	35	71,4%	37	75,5%	34	69,4%	37	75,5%	
entre 1 hora e meia e 3 horas	3	6,1%	5	10,2%	8	16,3%	6	12,2%	
Mais de 3 horas	4	8,2%	2	4,1%	1	2,0%	1	2,0%	
Total	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	

Tabela B11 – Número de Horas na posição de Pé -Tarde: Comparação dos 4 Momentos de Avaliação – Análise de Frequências e ANOVA de Friedman

Tarde posição de Pé	Momento 1 12 Semanas		Momento 2 20 Semanas		Momento 3 32 Semanas		Momento 4 37 Semanas		Anova de Friedman
	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	
Menos de 15 minutos	22	44,9%	24	49,0%	25	51,0%	26	53,1%	$\chi^2 (3)=2,7$ $p = 0,442$
15 minutos a 1 hora e meia	18	36,7%	21	42,9%	16	32,7%	17	34,7%	
entre 1 hora e meia e 3 horas	7	14,3%	2	4,1%	6	12,2%	4	8,2%	
Mais de 3 horas	2	4,1%	2	4,1%	2	4,1%	2	4,1%	
Total	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	

Tabela B12 – Número de Horas na posição de Sentado -Noite : Comparação dos 4 Momentos de Avaliação – Análise de Frequências e ANOVA de Friedman

Noite Posição Sentado	Momento 1 12 Semanas		Momento 2 20 Semanas		Momento 3 32 Semanas		Momento 4 37 Semanas		Anova de Friedman
	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	
Menos de 15 minutos	8	16,3%	8	16,3%	8	16,3%	4	8,2%	$\chi^2 (3)=2,3$ $p = 0,510$
15 minutos a 1 hora e meia	36	73,5%	39	79,6%	39	79,6%	41	83,7%	
entre 1 hora e meia e 3 horas	5	10,2%	2	4,1%	1	2,0%	3	6,1%	
Mais de 3 horas	0	,0%	0	,0%	1	2,0%	1	2,0%	
Total	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	

Tabela B13 – Número de Horas na posição de Pé –Noite : Comparação dos 4 Momentos de Avaliação – Análise de Frequências e ANOVA de Friedman

Noite Posição de Pé	Momento 1 12 Semanas		Momento 2 20 Semanas		Momento 3 32 Semanas		Momento 4 37 Semanas		Anova de Friedman
	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	
Menos de 15 minutos	48	98,0%	48	98,0%	48	98,0%	48	98,0%	$\chi^2 (3)=0,00$ $p = 1,00$
Entre 1 hora e meia e 3 horas	1	2,0%	1	2,0%	1	2,0%	1	2,0%	
Total	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	

Tabela B14 – Número de Horas na posição de Deitado –Noite/Manhã : Comparação dos 4 Momentos de Avaliação – Análise de Frequências e ANOVA de Friedman

Noite/Manhã Posição deitado	Momento 1 12 Semanas		Momento 2 20 Semanas		Momento 3 32 Semanas		Momento 4 37 Semanas		Anova de Friedman
	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	
4 horas e meia a 6 horas e meia	4	8,2%	4	8,2%	2	4,1%	2	4,1%	$\chi^2 (3)=2,8$ $p = 0,417$
Seis horas e meia a oito horas e meia	24	49,0%	19	38,8%	21	42,9%	21	42,9%	
Mais de oito horas e meia	21	42,9%	26	53,1%	26	53,1%	26	53,1%	
Total	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	49	100,0%	

Tabela B15: Número de Horas na posição de sentado nos 4 momentos de gestação: Comparação dos períodos da manhã, tarde e noite – Análise de frequências e ANOVA de Friedman

	Posição de Sentado	Manhã		Tarde		Noite		
		Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	Anova de Friedman
12 Semanas	Não adoptou esta posição	20	40,80%	7	14,3%	8	16,30%	P=0,01
	15mm a 1h30	23	46,90%	35	71,40%	36	73,50%	
	1h30 a 3h	3	6,10%	3	6,10%	5	10,20%	
	Mais de 3h	3	6,10%	4	8,20%	0	0%	
	Total	49	100,00%	49	100,00%	49	100,00%	
20 semanas	Não adoptou esta posição	38	77,60%	5	10,20%	8	16,30%	P=0,00
	15mm a 1h30	5	10,20%	37	75,50%	39	79,60%	
	1h30 a 3h	3	6,10%	5	10,20%	2	4,10%	
	Mais de 3h	3	6,10%	2	4,10%	0	0%	
	Total	49	100,00%	49	100,00%	49	100,00%	
32 semanas	Não adoptou esta posição	39	79,60%	6	12,20%	8	16,30%	P=0,00
	15mm a 1h30	5	10,20%	34	69,40%	39	79,60%	
	1h30 a 3h	3	6,10%	8	16,30%	1	2,00%	
	Mais de 3h	2	4,10%	1	2,00%	1	2,00%	
	Total	49	100,00%	49	100,00%	49	100,00%	
37 semanas	Não adoptou esta posição	41	83,70%	5	10,20%	84	8,20%	P=0,00
	15mm a 1h30	5	10,20%	37	75,50%	41	83,70%	
	1h30 a 3h	1	2,00%	6	12,20%	3	6,10%	
	Mais de 3h	2	4,10%	1	2,00%	1	2,00%	
	Total	49	100,00%	49	100,00%	49	100,00%	

Tabela B16: Número de Horas na posição de pé nos 4 momentos de gestação: Comparação dos períodos da manhã, tarde e noite – Análise de frequências e ANOVA de Friedman

	Posição de Pé	Manhã		Tarde		Noite		Anova de Friedman
		Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	
12 semanas	Não adoptou esta posição	18	36,70%	22	44,90%	48	98,00%	P=0,01
	15mm a 1h30	23	46,90%	18	36,70%	0	0,00%	
	1h30 a 3h	7	14,30%	7	14,30%	1	2,00%	
	Mais de 3h	1	2,00%	2	4,10%	0	0,00%	
	Total	49	100,00%	49	100,00%	49	100,00%	
20 semanas	Não adoptou esta posição	26	53,10%	24	49,00%	48	98,00%	P=0,00
	15mm a 1h30	20	40,80%	21	42,90%	0	0,00%	
	1h30 a 3h	2	4,10%	2	4,10%	1	2,00%	
	Mais de 3h	1	2,00%	2	4,10%	0	0,00%	
	Total	49	100,00%	49	100,00%	49	100,00%	
32 semanas	Não adoptou esta posição	22	44,90%	25	51,00%	48	98,00%	P=0,00
	15mm a 1h30	24	49,00%	16	32,70%	0	0,00%	
	1h30 a 3h	3	6,10%	6	12,20%	1	2,00%	
	Mais de 3h	0	0,00%	2	4,10%	0	0,00%	
	Total	49	100,00%	49	100,00%	49	100,00%	
37 semanas	Não adoptou esta posição	26	53,10%	26	53,10%	48	98,00%	P=0,00
	15mm a 1h30	19	38,80%	17	34,70%	0	0,00%	
	1h30 a 3h	4	8,20%	4	8,20%	1	2,00%	
	Mais de 3h	0	0,00%	2	4,10%	0	0,00%	
	Total	49	100,00%	49	100,00%	49	100,00%	

Tabela B17: Número de Horas na posição de deitado nos 4 momentos de gestação: Comparação dos períodos da manhã, tarde e noite – Análise de frequências e ANOVA de Friedman

	Posição de Deitado	Manhã e Noite		Tarde		Anova de Friedman
		Freq.	%	Freq.	%	
12 semanas	Não adoptou esta posição	0	0,0%	44	89,8%	P=0,01
	15mm a 1h30	4	8,2%	4	8,2%	
	1h30 a 3h	24	49,0%	0	0,0%	
	Mais de 3 horas	21	42,9%	1	2,0%	
	Total	49	100,0%	49	100,0%	
20 semanas	Não adoptou esta posição	0	0,0%	46	93,9%	P=0,00
	15mm a 1h30	4	8,2%	2	4,1%	
	1h30 a 3h	19	38,8%	1	2,0%	
	Mais de 3 horas	26	53,1%	0	0,0%	
	Total	49	100,0%	49	100,0%	
32 semanas	Não adoptou esta posição	0	0,0%	36	73,5%	P=0,00
	15mm a 1h30	2	4,1%	8	16,3%	
	1h30 a 3h	21	42,9%	4	8,2%	
	Mais de 3 horas	26	53,1%	1	2,0%	
	Total	49	100,0%	49	100,0%	
37 semanas	Não adoptou esta posição	0	0,00%	40	81,60%	P=0,00
	15mm a 1h30	2	4,10%	6	12,20%	
	1h30 a 3h	21	42,90%	3	6,10%	
	Mais de 3 horas	26	53,10%	0	0,00%	
	Total	49	100,00%	49	100,00%	

Tabela B18: Raquialgia nos 4 momentos de gestação: Comparação dos períodos da manhã, tarde e noite – Análise de frequências e ANOVA de Friedman

Raquialgia		Manhã		Tarde		Noite		
12 Semanas		Freq.	%	Freq.	%	Freq.	%	Anova de Friedman
	nenhuma dor	39	79,60%	9	18,40%	8	16,30%	
	muito pouca dor	5	10,20%	23	46,90%	34	69,40%	
	alguma dor	4	8,20%	17	34,70%	6	12,20%	P=0,00
	muita dor	1	2,00%	0	0,00%	1	2,00%	
	Total	49	100,00%	49	100,00%	49	100,00%	
20 semanas	nenhuma dor	41	83,70%	39	79,60%	37	75,50%	
	muito pouca dor	6	12,20%	6	12,20%	8	16,30%	
	alguma dor	2	4,10%	4	8,20%	4	8,20%	P=0,53
	muita dor	0	0,00%	0	0,00%	0	0,00%	
	Total	49	100,00%	49	100,00%	49	100,00%	
32 semanas	nenhuma dor	32	65,30%	2	4,1	37	75,5	
	muito pouca dor	13	26,50%	16	32,70%	8	16,30%	
	alguma dor	2	4,10%	27	55,10%	4	8,20%	P=0,00
	muita dor	2	4,10%	4	8,20%	0	0,00%	
	Total	49	100	49	100,00%	49	100,00%	
37 semanas	nenhuma dor	29	59,20%	1	2,00%	0	0	
	muito pouca dor	13	26,50%	20	40,80%	32	65,30%	
	alguma dor	4	8,20%	23	46,90%	15	30,60%	P=0,00
	muita dor	3	6,10%	5	10,20%	2	4,10%	
	Total	49	100,00%	49	100,00%	49	100,00%	

Tabela B19 : Resumo da análise - *relação entre a posição x, y e z e as restantes variáveis em estudo*

Variáveis	X (p – value)	Y (p – value)	Z (p – value)	Vector XYZ (p – value)
Idade	>0,10 (12, 20, 32, 37)	>0,10 (12,20, 37) **** 37	* 12, 20, 32 >0,10 (37)	>0,10 (12, 20, 32 e 37)
Idade binária	>0,10 (12, 20, 32) **** 37	>0,10 (12, 37) ** 20 **** 32	>0,10 (12, 20, 32, 37)	>0,10
Altura	**** 12, 20, 32 >0,10 (37)	>0,10 (12,20, 32) ** 37	**** 12, 20, 32, 37	**** (12, 20, 32 e 37)
Altura Binária	**** 12, 20 e 32 >0,10 (37)	>0,10 (12,20, 32, 37)	**** 12, 20, 32, 37	**** (12, 20, 32 e 37)
Raça	*** 12 **** 20 >0,10 (32, 37)	>0,10 (12, 32, 37) *** 20	>0,10 (12, 20, 32, 37)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Perímetro abdominal	>0,10 (12) **** 20, 32, 37	**** 12, 32, 37 >0,10 (20)	>0,10 (12, 32, 37) * 20	>0,10 (12, 20, 32, 37)
Paridade	**** 12, 20, 32 >0,10 (37)	** 12 >0,10 (20, 32, 37)	>0,10 (12, 20, 32, 37)	>0,10 (12, 20, 32 e 37)
IMC	**** 12, 32 e 37 >0,10 (20)	**** 12, 20, 37 >0,10 (32)	>0,10 (12 *** 20, 32 **** 37	>0,10 (12 e 20) * 32 ** 37
Centro de gravidade (x)	**** 12, 20, 32 e 37	**** 12, 20, 32 e 37	>0,10 (12, 20, 32, 37)	>0,10 (12 s) **** 20, 32 e 37
Centro de gravidade (y)	**** 12, 20 >0,10 (32, 37)	*** 12 >0,10 (20, 32, 37)	**** 12, 20, 32 e 37	0 (12, 20, 32 e 37s)
Depressão	*** 12 >0,10 (20) **** 32, 37	>0,10 (12, 20, 32, 37)	>0,10 (12, 20, 32, 37)	>0,10 (12, 20, 32 e 37)
Stress	>0,10 (12) **** 20, 32, 37	** 12 *** 20 **** 32, 37	>0,10 (12, 20, 32, 37)	>0,10 (12, 20, 32 e 37)
Ansiedade	*** 12 >0,10 (20, 32, 37)	>0,10 (12, 32) ** 20 **** 32	>0,10 (12, 20, 32, 37)	>0,10 (12, 20, 32 e 37)
Sapato	** 12, 20, 32 >0,10 (37)	** 12 **** 20 >0,10 (32, 37)	*** 12 >0,10 (20, 32, 37)	>0,10 (12, 20, 32 e 37)
Posição in útero	>0,10 (12, 20, 37) ** 32	**** 12, 20 >0,10 (32, 37)	>0,10 (12, 20) **** 32 *** 37	>0,10 (12, 20, e 37) **** 32
Cirurgia	>0,10 (12) **** 20, 32, 37	>0,10 (12, 20) **** 32, 37	>0,10 (12, 20, 32, 37)	>0,10 (12, 20, 32 e 37)

ALTERAÇÕES BIOMECÂNICAS DA COLUNA VERTEBRAL DURANTE A GRAVIDEZ

Posição durante a actividade laboral	>0,10 (12, 20) **** 32 ** 37	**** 12, 32 >0,10 (20) * 37	**** 12, 20, 32, 37	>0,10 (12) * 20 e 32 ** 37
Manhã sentada	**** 12, 20, 32 >0,10 (37)	**** 12, 20, 37 ** 32	**** 12, 20, 32, 37	* 12 ** 20 e 32
Manhã Pé	** 12 >0,10 (20, 37) **** 20	**** 12, 20 * 32 >0,10 (37)	>0,10 (12) **** 20, 32 *** 37	>0,10 (12 e 37s) * 20 ** 32
Tarde Pé	**** 12, 20, 37 ** 32	* 12 **** 20, 32 ** 37	>0,10 (12) ** 20, 32 * 37	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Tarde sentada	**** 12, 20, 37 ** 32	>0,10 (12) **** 20 >0,10 (32) ** 37	** 12, 32 **** 20 >0,10 (37)	>0,10 (12, 32 e 37s) * 20
Tarde Deitado	** 12, 20 >0,10 (20) **** 37	**** 12, 37 >0,10 (20, 32)	>0,10 (12, 37) **** 20 * 32	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Noite Pé	**** 12, 20, 32, 37	*** 12 **** 20, 32 >0,10 (37)	>0,10 (12, 20, 32, 37)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Noite Deitado	**** 12, 20, 32, 37	**** 12, 32, 37 * 20	>0,10 (12, 20, 37) * 32, 37	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Noite Sentado	>0,10 (12, 37) **** 20, 32	>0,10 (12) **** 20, 32, 37	>0,10 (12, 32, 37) ** 20	**** 12 * 20 >0,10 (32, 37)
Actividade Física	**** 12 *** 20 * 32 >0,10 (37)	>0,10 (12, 37) **** 20 * 32	>0,10 (12, 20, 32, 37)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Dor Manhã	**** 12 >0,10 (20, 32, 37)	>0,10 (12, 20) **** 32 ** 37	>0,10 (12, 20, 37) ** 32	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Dor Tarde	>0,10 (12) **** 20 * 32, 37	**** 12, 20, 32 ** 37	>0,10 (12, 20, 32, 37)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Dor Noite	>0,10 (12, 20, 32) **** 37	**** 12, * 20 *** 32 >0,10 (37)	>0,10 (12, 20, 32, 37)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)

p-value < 0,10; < 0,05; ** < 0,01; *** < 0,001 ****

B 20 : Resumo da *Análise - relação entre ângulos da lordose cervical, cifose dorsal e lordose lombar e as restantes variáveis em estudo*

<i>Variáveis</i>	<i>Lordose Cervical (p – value)</i>	<i>Cifose Dorsal (p – value)</i>	<i>Lordose Lombar (p – value)</i>
Idade	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Idade binária	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Altura	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Altura Binária	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)		
Raça	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	**20 >0,10 (12, 32 e 37s)	*12 >0,10 (20, 32 e 37s)
Perímetro abdominal	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	20 >0,10 (12,32 e 37s)
Paridade	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	20 >0,10 (12, 32 e 37s)
IMC	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Centro de gravidade (x)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Centro de gravidade (y)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	**12, 20, 32 e 37
Depressão	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	*32 >0,10 (12, 20 e 37s)	*20 >0,10 (12, 32 e 37s)
Stress	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Ansiedade	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Sapato	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Posição in útero	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Cirurgia	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Posição durante a actividade laboral	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	*20 >0,10 (12, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Manhã sentada	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Manhã Pé	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Tarde	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)

Pé	37s)	32 e 37s)	e 37s)
Tarde sentada	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	*32 >0,10 (12, 20 e 37s)	**20 >0,10 (12, 32 e 37s)
Tarde Deitado	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Noite Pé	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Noite Deitado	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Noite Sentado	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Actividade Física	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	**20 >0,10 (12, 32 e 37s)
Dor Manhã	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	**12 >0,10 (20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Dor Tarde	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)
Dor Noite	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)	>0,10 (12, 20, 32 e 37s)

p-value < 0,10; < 0,05; ** < 0,01; *** < 0,001****